

Stationäre visuell evozierte Hirnpotentiale

Disbui, München
1987

Hans Strasburger



Aus dem Institut für Medizinische Psychologie der
Universität München
Vorstand: Prof. Dr. E. Pöppel

STATIONÄRE VISUELL EVOZIERTE HIRNPOTENTIALE

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Hans Strasburger
Dipl. Math. Dipl. Psych.
aus Frankfurt

1985

Druck 1987

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. I. Rentschler
	Prof. Dr. O.-E. Lund
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. A. Baethmann
	Prof. Dr. J. Kugler
Dekan:	Prof. Dr. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung:	24. Juni 1987

Vorwort zum Druck

Vom Zeitpunkt als ich das Programmsystem konzipierte bis zur Fertigstellung der Arbeit vergingen einige Jahre. Nach Einreichen der Arbeit bis zum Druck vergingen weitere zwei Jahre. So sind viele Hinweise veraltet, die die rechnertechnische Verwirklichung betreffen. Man würde heute das Programm nicht mehr in Fortran IV schreiben. Als Rechner würde man nicht mehr die PDP-11 wählen; ein heute handelsüblicher Microcomputer wäre nicht nur in der Leistung ausreichend, sondern in Hinblick auf die verfügbare Software überlegen. Die grafische Auswertung der Versuchsergebnisse nehmen wir z. Zt. auf einem IBM-kompatiblen "PC" vor, u.s.w.

Gegenüber dem Stand bei der Einreichung der Arbeit 1985 wurde inhaltlich nichts verändert oder aktualisiert. Die vorgenommenen Änderungen betreffen offensichtliche Fehler, kleine Ergänzungen, und den rechnergestützten Textsatz.

München, Dezember 1987

Vorwort zum Druck

Von Anfang an war die Programmierung langwierig, da die Fertigung des Textes sehr langsam verlief. Ich habe mich bemüht, die Arbeit so schnell wie möglich zu erledigen, da ich mich nicht vorstellen konnte, dass die Arbeit noch länger dauern würde. Ich habe mich bemüht, die Arbeit so schnell wie möglich zu erledigen, da ich mich nicht vorstellen konnte, dass die Arbeit noch länger dauern würde. Ich habe mich bemüht, die Arbeit so schnell wie möglich zu erledigen, da ich mich nicht vorstellen konnte, dass die Arbeit noch länger dauern würde.

Ich habe mich bemüht, die Arbeit so schnell wie möglich zu erledigen, da ich mich nicht vorstellen konnte, dass die Arbeit noch länger dauern würde. Ich habe mich bemüht, die Arbeit so schnell wie möglich zu erledigen, da ich mich nicht vorstellen konnte, dass die Arbeit noch länger dauern würde. Ich habe mich bemüht, die Arbeit so schnell wie möglich zu erledigen, da ich mich nicht vorstellen konnte, dass die Arbeit noch länger dauern würde.

Hinweise zur Textverarbeitung

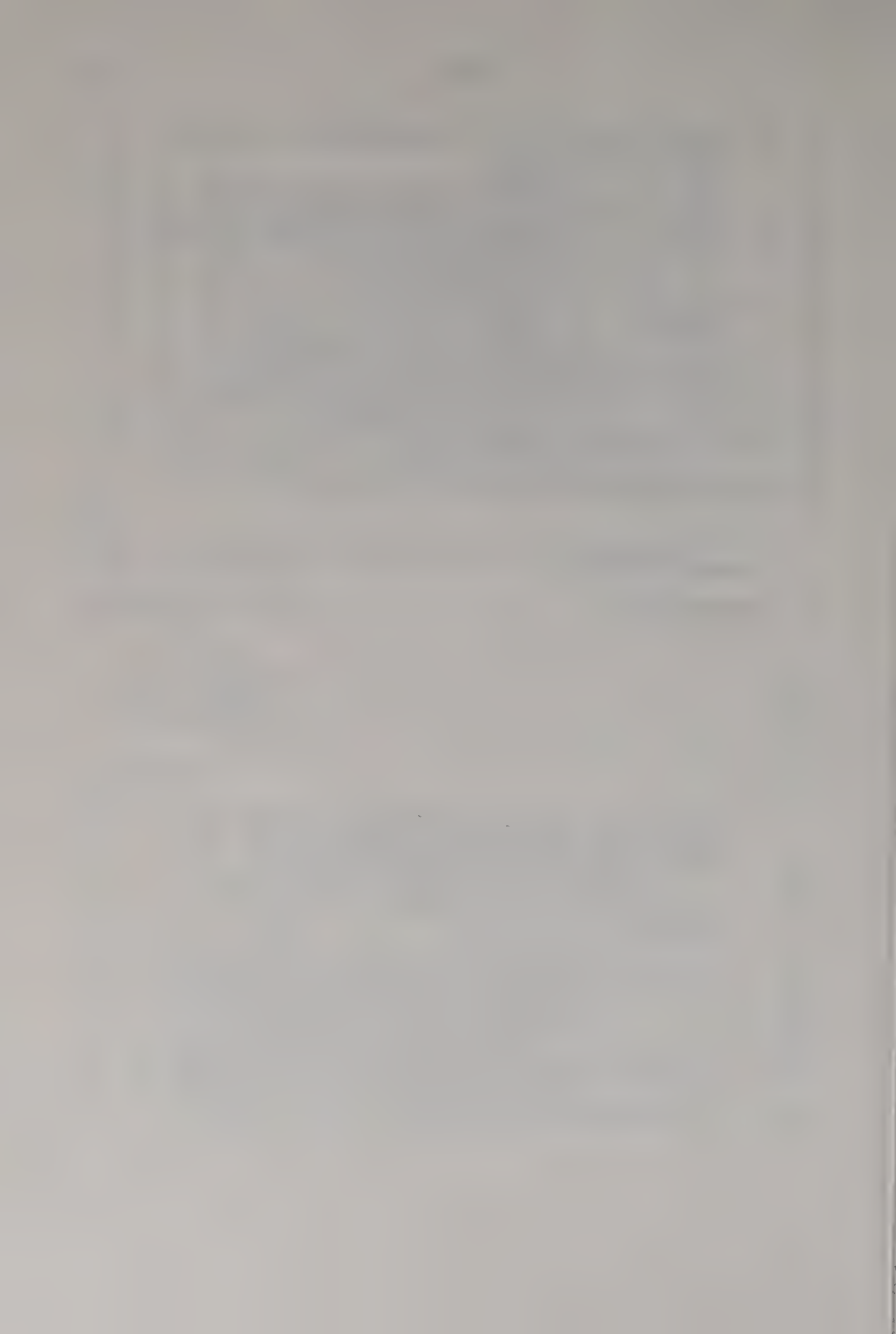
Der Text der Dissertation, ein Teil der Datenanalyse und viele Grafiken wurden auf einem 1981 von mir, z.T. in Wirewrap-Technik, gebauten Microcomputer mit Z-80 CPU und Betriebssystem CP/M erstellt. Zur Textverarbeitung diente das Programm Wordstar, der Satz erfolgte mit Magic Blind, Grafiken wurden mit GrafTalk angefertigt, ein Teil der Datenauswertung erfolgte mit SuperCalc.

Inhalt

1. Einleitung	3
Teil I: Methoden	11
2. Das Meß-System	13
2.1 Warum ein neues Meß-System?	13
2.2 Architektur-Prinzipien von EP-Erfassungssystemen	15
2.2.1 Reize	16
2.2.2 Datenerfassung	19
2.2.3 Auswertung	21
2.2.4 Datenhaltung	22
2.2.5 Benutzerführung	22
2.2.6 Kommerzielle und experimentelle Systeme im Vergleich	23
2.3 Überblick über das Meß-System	24
2.3.1 Die Vorteile eines frei-programmierbaren digitalen Systems	25
2.3.2 Blockschaltbild des Meßsystems	26
2.3.3 Zur Wahl des Rechners	26
2.4 Die Reizerzeugung	29
2.4.1 Zeitliche Randbedingungen	29
2.4.2 Ortsfrequenz als Reizvariable	32
2.4.3 Der Kontrast der Reizmuster	33
2.4.4 Gruppierung der Reize zum Wobbeln	36
2.5 Die Erfassung evozierter Potentiale	37
2.5.1 Abtastrate	37
2.5.2 Speicherung auf Disketten	38
2.5.3 Wobbel-Techniken	38
2.5.4 Analoges Signalweg	40
2.6 Die Struktur des Programmsystems	43
2.7 Beschränkungen des Meßsystems	49
2.7.1 Zeitliche Reizfrequenz	49
2.7.2 Weitere Beschränkungen	50

3. Prinzipien der VEP-Auswertung	51
3.1 Übersicht	51
3.2 Mitteln als Kammfilterung	52
3.3 Fourier-Analyse gemittelter stationärer VEPs	53
3.4 Polar-Darstellung von FFT-Ergebnissen	54
3.5 Vektor-Mittelung von Frequenzkomponenten	56
3.6 Variabilität der Frequenzkomponenten	57
3.7 Skalar-Mittelung von Frequenzkomponenten	61
3.8 Phasenwinkel und Latenz; Verstetigung des Phasenverlaufs	62
3.9 Zerlegung in Signal- und Rauschanteil	65
3.10 Anwendung auf die Schätzung der Kontrastempfindlichkeit	66
3.11 Anwendung des Vektor-Modells auf synchrone Demodulation	68
3.12 Wahl einer Vorzugsphase	70
3.13 Anwendung auf Variation des Kontrasts	72
3.14 Zur Verwendung der Begriffe bei Auswerteverfahren	75
3.15 Entsprechungen zwischen Auswertemethoden: Schmalband- filtern, Fourier-Analyse und synchrone Demodulation	78
 Teil II: Untersuchung stationärer VEPs bei Reizung mit Sinusgittern	 81
4. Methodische Details	85
4.1 Reize	85
4.2 Elektroden	86
4.3 Auswertung	87
4.4 Rauschen	88
4.5 Versuchspersonen	88
5. Ergebnisse	89
5.1 Abhängigkeit der Amplitude von der Ortsfrequenz (SFC)	89
5.1.1 Zum den Begriffen Ortsfrequenzgang, Modulations- Übertragungsfunktion und Kontrastempfindlichkeit	89
5.1.2 Ergebnisse zum Amplituden-Ortsfrequenzgang	90
5.1.3 Diskussion des Amplituden-Ortsfrequenzgangs	92
5.1.4 Mögliche Ursachen für Unterschiede im Ortsfrequenz- gang	111
5.2 Gleichzeitige Variation von Ortsfrequenz und Kontrast	116
5.3 Abhängigkeit der Amplitude vom Kontrast	117
5.3.1 Ergebnisse zur Kontrast-Abhängigkeit	117
5.3.2 Diskussion der Kontrast-Abhängigkeit	131
5.3.3 Signale unter dem Rauschniveau	136
5.4 Zusammenhang mit der Kontrastempfindlichkeits-Funktion	137
5.5 Interpretation der Amplituden-Ergebnisse: Die VEP Amplitude ist kein Maß der Empfindlichkeit	138

5.6	Einige ineffektive Versuche zur Aufklärung des Verlaufs des Ortsfrequenzgangs	142
5.6.1	Höhere Reizhelligkeit	142
5.6.2	Geringere Schrittweite im Übergangsbereich	142
5.6.3	Vektoriell und skalar Amplitudenmittel	144
5.7	Abhängigkeit der zeitlichen Phase von der Ortsfrequenz (SFC)	146
5.7.1	Ergebnisse zur Phasenabhängigkeit	146
5.7.2	Diskussion der Phasenabhängigkeit	154
5.8	Abhängigkeit der zeitlichen Phase von Ortsfrequenz und Kontrast	155
5.8.1	Ergebnisse zur Phasen-Kontrast-Abhängigkeit	155
5.8.2	Diskussion der Phasen-Kontrast-Abhängigkeit	159
5.9	Kann der Einschnitt des Ortsfrequenzgangs durch Interaktion zweier neuronaler Mechanismen erklärt werden?	160
5.10	Projizierte Daten und Kontrastempfindlichkeit	161
5.11	Zeitliche Phase und Reaktionszeit	164
6.	Zusammenfassung	168
	Glossar	173
	Literaturverzeichnis	183
	Namenverzeichnis	193



In dieser Arbeit werden grundlegende Eigenschaften stationärer visuell evozierter Potentiale (VEP) untersucht, die für eine klinische Anwendung von Interesse sind. Im Mittelpunkt der Ergebnisse stehen die Abhängigkeiten der Amplitude und Phase der größten VEP-Komponente von der Ortsfrequenz und dem Kontrast der als Reize verwendeten phasenalternierenden Sinusgitter¹. Weiterhin werden Beziehungen zur Wahrnehmung besprochen und Ansätze zur Interpretation angegeben.

Die Untersuchungen wurden mit Hilfe eines rechnergestützten Systems zur Erfassung und Auswertung visuell evozierter Potentiale durchgeführt. Dieses System wurde entwickelt, um stationäre VEPs zur Untersuchung des menschlichen Formensehens nutzbar zu machen. Aufgrund einfacher Bedienbarkeit ist es für Studien in klinischer Umgebung einsetzbar. Das Meßsystem ist aber gleichzeitig im Konzept so flexibel, daß ein weiter Bereich verschiedener grundlagenorientierter Fragestellungen angegangen werden kann. Neben einer Beschreibung des Systems werden prinzipielle Fragen der Konstruktion und Anwendung digitaler VEP-Erfassungs-Systeme diskutiert.

Bei der Mittelung spektraler Daten treten eine Reihe signalanalytischer Fragen auf, deren Klärung für die Interpretation der Ergebnisse von Bedeutung ist.

¹Die dazu notwendigen Messungen wurden von W. Scheidler durchgeführt.



Kapitel 1

Einleitung

Im Jahre 1970 wiesen Campbell und Maffei einen direkten Zusammenhang zwischen visuell ausgelösten Hirnpotentialen und der Wahrnehmungsschwelle für Bildkontraste nach. Dies war von großer Bedeutung, denn damit war eine Brücke zwischen den Resultaten elektrophysiologischer Untersuchungen und den Befunden der visuellen Psychophysik geschlagen. Gleichzeitig ergaben sich aber auch klinisch interessante Anwendungsmöglichkeiten für die Messung visuell evozierter Potentiale; dies ergab den Anstoß für die vorliegende Arbeit.

Die Kontrastempfindlichkeits-Funktion ($\rightarrow$ CSF²), die die Abhängigkeit der Kontrast-Wahrnehmungs-Schwelle von der Ortsfrequenz von Sinusgittern angibt, ist ein wichtiges Maß zur Beschreibung der Leistung des Sehsystems. Ihre Erfassung stellt eine wichtige Ergänzung zu den in der augenärztlichen Praxis verwendeten Sehproben-Tafeln dar (s. z. B. Ginsburg & Evans 1985).

Eine psychophysisch bestimmte CSF läßt sich aber nur in den Fällen erheben, in denen eine bewußte Entscheidung des Beobachters vorausgesetzt werden kann. Insbesondere bei Kleinkindern sind über den Weg der VEPs Schätzungen der CSF und damit Aufschlüsse über den Entwicklungsstand des visuellen Systems möglich. Dies ist umso interessanter, als Untersuchungen über die Plastizität des Sehsystems im Tierversuch eine kritische ("prägende") Phase aufdeckten, in der visuelle Erfahrung notwendige Voraussetzung für eine einwandfreie Entwicklung der Sehleistung darstellen (s. Sherman & Spear 1982). Der genaue Beginn und die Dauer der entsprechenden Phase in der menschlichen Entwicklung sind noch nicht bekannt.

²Zur besseren Übersichtlichkeit werden Begriffe von besonderer Bedeutung in einem Glossar am Ende der Arbeit erläutert.

Campbell und Maffei wandten ein einfaches Verfahren an, mit dem sich aus den Amplituden des visuell evozierten Potentials (VEPs) die psychophysisch bestimmte Kontrastempfindlichkeit vorhersagen läßt. Sie zeigten, daß für überschwellige Reize ein linearer Zusammenhang zwischen VEP-Amplitude und dem Logarithmus des Reizkontrastes besteht, so daß sich durch lineare Regression und Extrapolieren der Kontrastwert bestimmen läßt, bei dem gerade kein VEP mehr ausgelöst wird. Campbell & Maffei zeigten weiter, daß diese Kontrastschwelle mit der im Verhaltensexperiment bestimmten Kontrastschwelle übereinstimmt. Das Prinzip dieser Methode war bereits einige Jahre zuvor von Keidel (1965) angegeben worden³.

Zur Reizung verwendeten Campbell & Maffei Gittermuster mit sinusförmig moduliertem Intensitätsverlauf (→ Sinusgitter). Diese stellen im Sinne der Systemtheorie besonders einfache Reize dar, da sich nach dem Fourier-Theorem jedes Bildmuster durch Überlagerung solcher Sinusgitter erzeugen läßt. Gleichzeitig erlaubt eine systemtheoretische Analyse eine besonders ökonomische Beschreibung der Funktionsweise des visuellen Systems (s. z. B. Braddick et al. 1978)⁴.

Campbell & Maffeis Ergebnis war zunächst nur eine Aussage über die Empfindlichkeit des Sehsystems im Schwellenbereich. Es legte aber auch die Interpretation der überschwelligen VEP-Amplitude als Maß subjektiver Empfindlichkeit nahe. Tatsächlich wurde mehrfach ein Verlauf der VEP-Amplitude in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz gefunden, der einer CSF sehr ähnlich sah (→ SFC). Da Campbell & Maffeis Regressionsmethode aufgrund der großen notwendigen Meßzeiten nicht einfach durchzuführen ist, verwendeten eine ganze Reihe von Autoren diesen leichter zu messenden Ortsfrequenzgang zur Kennzeichnung der Sehfunktion.

³Diese interessante Arbeit wurde leider in einer wenig bekannten Zeitschrift veröffentlicht, so daß das Ergebnis von den wenigsten auf dem Gebiet des Sehens arbeitenden Wissenschaftlern zur Kenntnis genommen wurde.

⁴Eine gute Einführung in die allgemeine Systemtheorie bietet Marko (1982). Eine bekannte Einführung in die speziellere Theorie digitaler Systeme ist Das Buch von Rabiner & Gold (1975). Systemtheoretische Beschreibungsweisen des visuellen Systems finden sich u. a. in Röhler (1967), Rentschler & Schober (1978), Caelli (1981), Korn (1982) und Marr (1982).

Obleich die Ergebnisse von Keidel und Campbell & Maffei in der Folgezeit von anderen Gruppen bestätigt wurden (Campbell & Kulikowski 1972, Kulikowski 1977, Cannon 1983), werden bis heute VEPs zur Untersuchung des menschlichen Formensehens klinisch nicht angewendet. Gleichzeitig ist die Interpretation des in Grundlagenstudien gelegentlich benutzten Ortsfrequenzgangs als Maß visueller Empfindlichkeit zu wenig geprüft, um als Basis klinischer Diagnostik zu dienen.

Klinische Anwender transienter VEPs sind von dieser Sachlage nicht überrascht. Auch bei transienten Potentialen gelten Amplitudenwerte als wenig zuverlässige Indikatoren eventueller Störungen. Demgegenüber sind Latenzwerte, oder Inter-peak-Latenzen, sehr zuverlässig meßbar: Bei der Latenz der ersten großen positiven Welle, etwa 96 - 120 ms bei gesunden Personen, werden als Standardabweichung 4 - 7 ms angegeben (Diener 1980)! Gleichzeitig zeigen Latenzwerte bei gewissen neurologischen Störungen - insbesondere Entmarkungskrankheiten - charakteristische Veränderungen, so daß transiente VEPs zu einem wichtigen diagnostischen Hilfsmittel in der neurologischen Praxis geworden sind.

Die der Latenz entsprechende Kenngröße der zeitlichen Phase stationärer VEPs ist dagegen kaum untersucht. Dabei dürften meßtechnische Probleme ein wichtiger Hinderungsgrund gewesen sein. Beim Entwurf des vorliegenden Meßsystems wurde deshalb besonderer Wert auf zuverlässige Erfäßbarkeit der Phase gelegt. Lorbeer (1982) hat mit einer früheren Version dieses Meßsystems eine Untersuchung zum Verhalten der Phase durchgeführt. Ausgehend von einer Pilotstudie von Rentschler & Spinelli (1979, 1983), in der bei einer normalsichtigen Versuchsperson eine lineare Abhängigkeit der zeitlichen Phase von der Ortsfrequenz gefunden worden war, suchte Lorbeer (1982) nach charakteristischen Abweichungen des Phasengangs bei amblyopen Patienten. Obgleich Lorbeer bei Amblyopen ein verändertes VEP fand, war es ihm nicht möglich, die Abweichungen sicher zu klassifizieren, da er bereits bei normalsichtigen Personen mehrere Typen von Phasenverläufen fand. Der in der Literatur allein beschriebene monoton ansteigende Verlauf war dabei durchaus nicht die Regel.

Lorbeer (1982) fand weiterhin bei normalsichtigen Versuchspersonen Amplituden-Ortsfrequenzgänge (SFC), die - entgegen der herrschenden Literaturmeinung - wenig Ähnlichkeit mit einer Kontrastempfindlichkeits-Funktion zeigten. Sie wiesen einen zweigipfligen Verlauf mit einem Einschnitt bei mittleren Ortsfrequenzen auf.

Um in dieser Situation klinischen Anwendungen näher zu kommen, war es offensichtlich notwendig, grundlegende Eigenschaften stationärer VEPs bei einer größeren Gruppe gesunder, normalsichtiger Versuchspersonen neu zu untersuchen, und dabei in der Literatur als gesichert geltende Zusammenhänge anzuzweifeln. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, solche Grundlagen zusammenzustellen.

Dazu waren auf der einen Seite methodische Fragen zu klären: Wie können z. B. die Ergebnisse mehrerer Versuchsdurchgänge gemittelt werden und dabei Zuverlässigkeitsangaben gewonnen werden? Da die Fourier-Analyse auf bereits reizsynchron gemittelte (durch "averaging") Daten angewandt werden sollte, war die Frage, wie die beim reizsynchronen Mitteln erzielte Rauschabstands-Verbesserung mit der beim Mitteln von Amplituden und Phasen erhaltenen Verbesserung zusammenwirkt. Das Mitteln von Phasenwerten stellt dabei überhaupt ein Problem dar: Aufgrund der zyklischen Natur der Phase ist das arithmetische Mittel garnicht eindeutig bestimmt! Solchen signalanalytischen Fragen ist ein eigenes Kapitel dieser Arbeit gewidmet.

Die zyklische Natur der Phase bereitet auch Schwierigkeiten bei der Interpretation von Phasenveränderungen. Wird z. B. nach einer (diskreten) Veränderung eines Reizparameters eine Zunahme der Phase festgestellt, so können tatsächlich zusätzlich eine oder mehrere volle 360° -Drehungen stattgefunden haben. Ob das der Fall ist, kann man durch zusätzliche Messungen bei Zwischenwerten des Reizparameters prüfen. Es ist demnach wünschenswert, von vornherein eine möglichst feine Abstufung von Parameterwerten verwenden zu können. Auch bei Amplitudenwerten ist eine feine Auflösung von Vorteil. Gleichzeitig muß aber eine solche Messung von Kennlinien möglichst schnell, und innerhalb einer einzigen Sitzung, durchführbar sein, da sonst längerfristig wirksame Schwankungen (Ermüdung, Unterschiede zwischen Sitzungen) das Ergebnis verfälschen können.

In der vorliegenden Arbeit wurden diese Probleme durch ein weitgehend automatisiertes, rechnergestütztes Datenerfassungs- und Auswertesystem gelöst. Die digitale Version einer Wobbeltechnik (engl. sweep technique) dient zum genannten Erfassen von Abhängigkeitsverläufen bei Parameterveränderungen. Dabei werden (z. B. im 2-Sekunden-Abstand) Reize mit einem schrittweise veränderten Parameter dargeboten; korrespondierende Ergebnisse werden anschließend gemittelt.

Das Meßsystem wurde nicht allein für die Messungen dieser Arbeit erstellt. Es sollte ein in der Klinik und im Labor einsetzbares Instrument zur Erfassung stationärer VEPs bei beliebigen eindimensionalen Bildmustern darstellen⁵. Es wird deshalb in dieser Arbeit nicht nur als methodisches Hilfsmittel sondern als eigener Untersuchungsgegenstand besprochen. So wird auch auf Fragen der Konzeption eingegangen, und es werden Punkte herausgestellt, bei denen andere konstruktive Entscheidungen denkbar wären.

Kern des Systems ist ein leistungsfähiger Laborrechner vom Typ LSI-11/23 mit Doppeldisketten-Laufwerk. Möglichst viele Funktionen werden durch Software ausgeführt, um externe Hardware-Komponenten einzusparen, größtmögliche Flexibilität zu erhalten, und das System für einen klinischen Einsatz leicht duplizieren zu können. Reizerzeugung, Reizdarbietung, Meßwerterfassung und Auswertung werden vom Rechner ausgeführt. Durch die Software-gesteuerte Reizerzeugung ist eine große Zahl verschiedener Reize möglich. Alle räumlich eindimensionalen, zeitlich periodischen Muster können erzeugt werden, also z. B. phasenalternierende Sinusgitter, Rechteckgitter, Komplexgitter (→ Gittermuster), und auch bewegte Balken und Linien usw. Um das System auch in der Klinik einsetzen zu können, wurde besonderer Wert auf einfache Handhabung gelegt. Die Programme sind Menü- oder Dialog-gesteuert; eine automatische Versuchsdokumentation erleichtert die Interpretation der Daten.

⁵Eine erste von dieser Arbeit unabhängige Anwendung des Meßsystems stellt eine Untersuchung zur örtlichen Phasenempfindlichkeit dar (Gayl, Strasburger, Rentschler & Hiltz 1982; Strasburger, Rentschler & Gayl 1983; Strasburger & Rentschler 1983).

Auf der inhaltlichen Seite sollte die Abhängigkeit des stationären VEPs von den Parametern möglichst einfacher Reize untersucht werden. Statische Sinusgitter stellen im systemtheoretischen Sinn besonders einfache Reize dar. Zum Hervorrufen eines evozierten Potentials ist aber eine zeitliche Modulation notwendig. Um Vergleichbarkeit mit anderen Arbeiten zu erhalten wurde dazu sinusförmige Kontrastmodulation mit Kontrastumkehr angewendet (sog. phasenalternierende Gitter), obgleich in der Literatur der berechnete Einwand erhoben wird, ein/aus-Modulation ohne Kontrastumkehr stelle aufgrund der Nichtlinearität des visuellen Übertragungskanals eine einfachere Modulationsart dar.

Im Mittelpunkt der Untersuchungen stehen die Abhängigkeiten der Amplitude und Phase von der Ortsfrequenz und dem Kontrast der Gitterreize⁶. Die von Lorbeer (1982) berichtete Zweigipfligkeit des Amplitudenverlaufs bei Veränderung der Ortsfrequenz stellte sich dabei als die Regel heraus. Doch zeigte sich die Form des Verlaufs als vom Kontrast abhängig: bei niedrigem Kontrast verschwindet der Einschnitt. Bei der Abhängigkeit vom Kontrast wurde im unteren Kontrastbereich der vielfach berichtete log-lineare Zusammenhang bestätigt, doch ergeben sich unerwartete Verläufe bei höherem Kontrast. Auch der Verlauf der Phase deckt sich nicht mit dem, was man nach Studium der Literatur erwartet. Neben einem grundsätzlichen Ansteigen der Phase mit zunehmender Ortsfrequenz finden sich Nichtmonotonien, Unstetigkeiten und Steigungsveränderungen. Auch war die Phase nicht unabhängig vom Kontrast, wie gelegentlich berichtet wurde.

Es ergaben sich also eine ganze Reihe von Diskrepanzen zu früheren Arbeiten, und es stellte sich die Frage, wie die Widersprüche zu erklären sind. Tatsächlich zeigt sich bei genauer Durchsicht der Literatur, daß die veröffentlichten **Daten** oft durchaus in Übereinstimmung mit den hier vorgelegten Ergebnissen stehen, es sind die **Interpretationen** daraus, die

⁶Die dazu notwendigen Messungen wurde von W. Scheidler durchgeführt (s. Scheidler, 1986).

sich nicht decken. So sind z. B. Ortsfrequenzgänge als einer Kontrastempfindlichkeits-Funktion ähnlich bezeichnet worden, deren obere Ortsgrenzfrequenz (ca. 4 cpd) im Bereich höchster Kontrastempfindlichkeit liegt!

Neben der Beschreibung der Verlaufseigenschaften evozierter Potentiale interessierte der Zusammenhang mit der Wahrnehmung. Wie läßt sich ein zweigipfliger Amplituden-Ortsfrequenzgang mit einer eingipfligen Kontrastempfindlichkeits-Funktion (CSF) in Einklang bringen, nachdem Campbell & Maffei (1970) einen Zusammenhang zwischen VEP und CSF gezeigt hatten? Tatsächlich besteht nur scheinbar ein Widerspruch: Um von dem Verlauf des VEPs an der Kontrastschwelle auf einen CSF-ähnlichen überschwelligen Verlauf zu schließen, sind nämlich eine Reihe von Annahmen über die Abhängigkeit vom Kontrast notwendig, die - wie diese Arbeit zeigt - nicht zutreffen. So wurde der log-lineare Zusammenhang nur im unteren Kontrastbereich gefunden, und die Steigung war überdies vom Kontrast abhängig. Der Zusammenhang an der Schwelle konnte dagegen bestätigt werden.

Zeitliche Phasen lassen sich als Maß von Verzögerungen bei visueller Informationsverarbeitung auffassen, und so liegt es nahe, nach Zusammenhängen mit einem Verhaltensmaß solcher Verzögerungen zu suchen. Ein solches Maß stellen Reaktionszeiten bei Darbietung von Sinusgittern dar; Breitmeyer (1975) und Lupp et al. (1976) haben die Abhängigkeit solcher Reaktionszeiten von der Ortsfrequenz untersucht. In der vorliegenden Arbeit werden Zusammenhänge zwischen Phasen und Reaktionszeiten gezeigt, wenn auch die gefundenen Veränderungen von Phasen nur einen Teil der Reaktionszeit-Veränderungen betragen.

Der Verlauf von Amplitude und Phase stationärer VEPs läßt sich nur teilweise mit Wahrnehmung in Zusammenhang bringen. Wie lassen sich die Verlaufsbesonderheiten erklären? Es scheinen mehrere neuronale Mechanismen an der Entstehung des stationären VEPs beteiligt zu sein, die in unterschiedlichen Bereichen des Reizkontinuums arbeiten. Auf diese Interpretation soll am Schluß näher eingegangen werden.

Teil I

Methoden

Kapitel 2

Das Meßsystem

2.1 Warum ein neues Meß-System?

Zur Durchführung der Untersuchungen dieser Arbeit und anderer, damit in Zusammenhang stehender, war die Erstellung eines neuen Meßsystems notwendig. Weder im Forschungsbereich bis dahin übliche Aufbauten, noch kommerziell erhältliche Geräte waren geeignet. Das System sollte neue Auswertemethoden enthalten und auch Verbesserungen der Methodik im Laufe unserer Erfahrungen zuzulassen; gleichzeitig sollte es in der Handhabung möglichst übersichtlich und bedienungssicher sein, um es auch im (gegenüber einem Labor unruhigen) Klinikbetrieb zuverlässig einsetzen zu können.

Konventionelle Laboraufbauten schieden aus dem letzten Grund aus. Demgegenüber sind kommerziell erhältliche VEP-Erfassungssysteme zwar in der Bedienung einfach, aber von den methodischen Möglichkeiten nicht ausreichend. Zum einen stehen als Reize meist nur Schachbrettmuster zur Verfügung, die zwar den Vorteil besitzen, große EP-Amplituden hervorzurufen, im Sinne einer örtlichen Spektralanalyse aber bereits recht komplexe optische Muster darstellen. Sie enthalten mehrere Ortsfrequenzen, die obendrein in verschiedenen Orientierungen vorkommen. Eine weitere Einschränkung der Geräte besteht darin, daß sie nur transiente Potentiale erfassen. Transiente VEPs ergeben besonders exakte Information über Reaktionslatenzen. Wenn aber die Abhängigkeit des VEPs von einer großen Zahl verschiedener Reize untersucht werden soll, wie das zum Beispiel beim Erfassen einer Kontrastempfindlichkeits-Funktion der Fall ist, sind stationäre Potentiale vorteilhaft wegen ihrer schnelleren Erfassbarkeit, und der damit verbundenen größeren

Zuverlässigkeit der Ergebnisse (Regan 1977b, 1982, Tyler et al. 1978). Desweiteren ist bei kommerziellen Geräten eine nachfolgende Auswertung der Daten meist aus Gründen der Kompatibilität schwierig und umständlich. Selbst bei mikroprozessorgesteuerten Systemen ist eine Umprogrammierung zur Anpassung an neue Erkenntnisse nur in dem seltenen Fall möglich, in dem der Hersteller alle wichtigen Unterlagen dafür zur Verfügung stellt. Schließlich müßten die vom Hersteller eingesetzten Computersysteme stark erweitert werden, damit Weiterentwicklungen in ökonomischer Weise durchführbar werden.

Allgemeiner gesagt, sind solche kommerziellen Geräte auf den heute vorwiegenden klinischen Anwendungszweck hin konstruiert, nämlich einer Frühdiagnose multipler Sklerose. Aussagen über die Sehfunktion selbst sind garrnicht angestrebt. Eine "Zweckentfremdung" zur Untersuchung des Formensehens ist nicht möglich. In der Konzeption der Geräte werden visuell evozierte Potentiale oft in ein allgemeineres System zur klinischen Erfassung evozierter Potentiale - akustische, somatosensorische etc. - integriert.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde deshalb auf der Basis eines leistungsfähigen Laborrechners vom Typ LSI-11/23 ein Meßsystem zur Erfassung stationärer VEPs erstellt. In diesem Kapitel wird der Aufbau des Systems beschrieben und diskutiert. Dabei wird auf grundsätzliche Fragen der Systemkonstruktion, der digitalen Reizerzeugung und der Datenerfassung eingegangen, sowie Fragen der Programmierung angeschnitten. Die Programme zur Auswertung der Ergebnisse sind im System integriert; der Besprechung der Auswertemethoden ist aber ein eigenes Kapitel gewidmet, da sie von allgemeinerer Natur sind.

2.2 Architekturprinzipien⁷ von EP-Erfassungssystemen

Zur Beurteilung der Organisation des vorgestellten Meßsystems ist eine kurze Beschreibung bisheriger Systeme nützlich.

Jedes EP-Erfassungssystem muß drei Aufgaben bewerkstelligen: Präsentation geeigneter Reize, Erfassung des EEGs, wobei die zeitliche Relation zur Reizdarbietung konserviert werden muß, sowie Analyse-Methoden zur Extraktion des EPs aus dem EEG. Dazu kommen die Aufgaben der Datenhaltung und Benutzerführung. Die drei Grundfunktionen können von mehr oder weniger unabhängigen Untereinheiten ausgeführt werden, oder von einem integrierten Gesamtsystem. Beide Lösungen haben ihre Vor- und Nachteile, die Wahl der entsprechenden Kombination hängt vom Anwendungszweck ab.

Eine Klassifikation von Systemen nach der Art der Verwirklichung dieser Grundfunktionen wäre denkbar. Man kann Systeme für stationäre oder transiente Reizdarbietung unterscheiden, oder auch Systeme mit analoger oder digitaler Reizerzeugung usw. Mir scheint jedoch eine Einteilung in experimentelle und kommerzielle Systeme sinnvoller; ich komme am Schluß dieses Abschnitts darauf zurück.

⁷ Den internen prinzipiellen Aufbau eines Rechners bezeichnet man als dessen "Architektur". Dabei abstrahiert man von der physikalischen Realisierung und betrachtet nur die Funktionszusammenhänge. In analoger Verwendung des Begriffs spreche ich von der "Architektur von EP-Erfassungssystemen".

2.2.1 Reize

Als VEP-Reize werden in neuerer Zeit vor allem Schachbrett-Muster, Rechteck- und Sinusgitter verwendet. Gleichfeld-Reize ("Blitz-EPs") werden ungebrauchlicher. Strukturierte Reize ergeben gegenüber unstrukturierten zuverlässigere Meßergebnisse; das müssen aber nicht notwendigerweise die genannten Muster sein. Für entsprechende Fragestellungen kann es sinnvoll sein, andere strukturierte Reize zu verwenden (vgl. unsere Studie zur räumlichen Phasenempfindlichkeit). Schachbrettmuster werden in der Klinik wegen der hohen ausgelösten Potentiale bevorzugt, für Grundlagen-Untersuchungen zur Formenwahrnehmung sind Sinusgitter wegen ihrer einfachen spektralen Zusammensetzung vorzuziehen.

Das Erzeugen und Darbieten der Reize wurde lange Zeit mit optischen Mitteln durchgeführt (mit Tachistokopen, halbdurchlässigen mechanisch angetriebenen Spiegeln etc.; für eine Übersicht siehe Arden et al. 1977). In neuerer Zeit gewinnen elektronische Techniken an Bedeutung. Die Erzeugung kann dabei digital oder analog erfolgen; zum Darbieten benutzt man ein CRT-Display. Abbildung 1 zeigt einen im Labor gebräuchlichen analogen Aufbau, an dem sich die notwendigen Funktionsgruppen zur Herstellung phasenalternder Sinusgitter beschreiben lassen.

Nach der Art des Bildaufbaus unterscheidet man zwei Gruppen von Sichtschirmen: X-Y-Z-Displays und Raster-Displays. Bei ersteren benötigt man drei analoge Signalspannungen, die den Strahl in X- und Y-Richtung ablenken und die Helligkeits-Modulation steuern. Bei Raster-Displays wird das gesamte Bild in Punkte zerlegt (Pixels); die Punkt-Matrix wird dem Sichtgerät z. B. über ein hochfrequentes Video-Signal übermittelt. Raster-Displays gewinnen wegen der größeren Vielfalt möglicher Bilder (und wegen Preisen, welche aufgrund der verbreiteten Fernsehtechnik sinken) in letzter Zeit an Bedeutung. Während man bei X-Y-Z-Displays die Bilderzeugung (d. h. das Gewinnen der Signalspannungen) auf analogem oder digitalem Weg erreichen kann, erzeugt man Bilder für Raster-Displays am einfachsten digital.

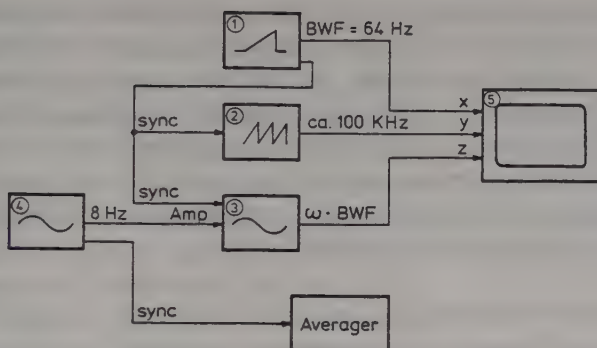


Abb. 1: Im Labor gebräuchlicher analoger Aufbau zum Erzeugen eindimensionaler Sinusgitter. Es wird ein X-Y-Z-Sichtschirm verwendet. Die Ablenkung des Strahls in horizontaler Richtung geschieht durch ein Rampensignal (1), das durch seine Rückflanke auch den Bildwechsel festlegt (BWF = Bildwechselfrequenz). Ein Dreieckssignal (2) sorgt für gleichmäßiges Ausleuchten des Schirms in vertikaler Richtung. Jedes Signal mit linearem Verlauf zwischen Minima und Maxima ist dazu geeignet. Die Frequenz muß hoch genug sein (z. B. 100 kHz), so daß die einzelnen vertikalen Linien nicht erkennbar sind. Durch Synchronisieren mit dem Rampensignal kann man gelegentlich auftretende Moirée-Störungen verhindern. Ein Sinusgenerator (3) bewirkt die Helligkeitsmodulation. Bei einer Frequenz $\omega \cdot \text{BWF}$ des Ausgangssignals erhält man ein Gitter mit der Ortsfrequenz ω . Die Synchronisation durch den Rampengenerator sorgt dafür, daß das Bild nach jedem Bildwechsel an der gleichen Stelle des Schirms erscheint. Die zeitliche Modulation geschieht über einen weiteren Sinusgenerator (4), der den Amplitudeneingang (A) des ersten speist. Die Auswertung durch reizsynchrones Mitteln (6) ("Averagen") geschieht synchron mit diesem Generator (4).

Zur Bilderzeugung kommen verschiedene Möglichkeiten in Betracht. Sie kann mithilfe einer getrennten Einheit geschehen, oder in das System integriert sein. Zum Erzeugen von Schachbrett-Mustern gibt es handelsübliche Generatoren, die man in der Fernsehtechnik verwendet. Kompliziertere 2-dimensionale Bilder kann man mit dem "Spektral-Generator" "Innisfree" erzeugen⁸. Beliebige zweidimensionale Bilder lassen sich mit einem digitalen Bild-

⁸Innisfree, Ltd. John Daugman, Harvard Univ., Cambridge, Mass.

speicher-System realisieren; zur Anwendung bei EPs müßte deren Ausgangssignal mittels eines multiplizierenden D/A-Wandlers zeitlich modulierbar sein. Derartige Anwendungen sind aber bis jetzt nicht bekannt. Zur Herstellung beliebiger eindimensionaler Bilder sind seit einiger Zeit Generator-Einheiten erhältlich, die ihrerseits selbst einen Mikrocomputer enthalten. Die gewünschte Wellenform errechnet man mit Programmen, die auf diesem peripheren Rechner laufen, oder man erzeugt die Muster am steuernden Rechner und lädt sie in den peripheren Speicher⁹.

Das Auslagern der Bilderzeugung in eine periphere Einheit ist sinnvoll, wenn die eigentliche Erfassungs-Einheit vereinfacht werden soll, und wenn eine entsprechende gute Generator-Einheit verfügbar ist, oder auch zum Vereinfachen der Wartung u. ä. Umgekehrt sind in der Zentraleinheit möglicherweise noch Kapazitäten frei, die zur Bilderzeugung genutzt werden können. Wenn periphere Reizerzeugung gewählt wird, müssen Vorkehrungen zur zeitlichen Synchronisierung zwischen Reizdarbietung und EEG-Erfassung vorgesehen werden. Dabei kann die Reizeinheit von der Zentraleinheit synchronisiert werden, oder umgekehrt.

Das Aufzeichnen des EEGs und die Extraktion des EPs hat man seit der Zeit, als EPs zuerst gemessen wurden, mithilfe sogenannter Mittelwertsrechner (engl. averager, CAT) ausgeführt. Dabei wird das EEG selbst gar nicht gespeichert, sondern gleich reizsynchron aufaddiert. Gelegentlich werden auch universelle Digitalrechner als Mittelwertsrechner programmiert. Eine andere Möglichkeit besteht darin, das EEG zusammen mit einem Synchronisierungssignal auf Magnetband aufzuzeichnen, und dann off-line mit einem Mittelwertsrechner auszuwerten.

⁹ Z. B. Keck & Fritsch Ass., 2332 So. Belvoir Blvd., Cleveland, Ohio 44118, s. Fritsch & Keck (1978).

In der Analyse der Ergebnisse dieser durch Mitteln gewonnen EPs ist man zunächst auf eine grafische Hand-Auswertung beschränkt. Wenn eine Möglichkeit besteht, die Ergebnisse an einen Digitalrechner zu überspielen, kann man z. B. eine automatische Spitzen-Spitzen-Auswertung oder eine Fourier-Analyse der Mittelungs-Ergebnisse durchführen. Nachträgliche Auswertungen des Roh-EEGs oder Artefakt-Kontrollen, die sich auf das Roh-EEG beziehen, sind natürlich nicht mehr möglich. Fourier-Analyse der gemittelten EPs ist allerdings - wie ich im Verlauf der Arbeit zeige - in gewisser Hinsicht der Fourier-Analyse des Roh-Signals gleichwertig.

Das Auslesen der Ergebnisse ist oft wesentlich komplizierter als dies technisch notwendig scheint. Viele Gerätehersteller erschweren bewußt die Integration eines Meßsystems in eine herstellerfremde Umgebung, um den Anwender in Abhängigkeit zu halten. Zu den Ärgernissen gehören "exotische" Schnittstellen, undokumentierte Firmen-eigene Disketten-Formate, die mit keinem gebräuchlichen Standard kompatibel sind, und Ähnliches. So ist es meist vernünftiger, die Datenerfassung in einem freiprogrammierbaren Rechner vorzunehmen, wenn noch weitere Auswertungen geplant sind.

2.2.2 Datenerfassung

Datenerfassung und -Auswertung lassen sich in Systemen, die auf einem Mittelwertsrechner basieren, nicht voneinander trennen. Wenn kompliziertere Auswertungen geplant sind, die das Roh-EEG betreffen, so kann es sinnvoll sein, diese Schritte voneinander zu trennen. Das Problem dabei ist der große Speicherbedarf für das Roh-EEG. Er wächst mit dem Produkt aus der Anzahl der Kanäle und der Digitalisierungsrate (d. h. der zeitlichen Auflösung). Während die Speicherung des Roh-EEGs bei einem oder zwei Kanälen und niedriger Digitalisierungsrate mit Disketten bewältigt werden kann (wie im vorliegenden System demonstriert), werden für größere Datenmengen Magnetbänder notwendig. Magnetbandgeräte sind jedoch nach wie vor recht teuer, sodaß man die Notwendigkeit, das Roh-EEG zu speichern, bei größerer Anzahl von Kanälen sorgfältig abwägen muß.

Von besonderer Bedeutung bei der Datenerfassung der VEPs ist die Frage, in welcher Weise verschiedene Reize aufeinanderfolgen. Üblicherweise ging man davon aus, daß ein System, das verschiedene Reize erzeugen kann, auch dazu geeignet ist, den Verlauf des VEPs bei solchen Reizveränderungen zu untersuchen. Man erhält aber aufgrund der großen Variabilität des VEPs, und der beschränkten Zeit einer Meßsitzung, bei solchen Einzelpunkt-Messungen sehr unzuverlässige Verläufe der Abhängigkeit von Parameter-Veränderungen, und man ist im Bereich und in der Auflösung möglicher Parameterwerte stark eingeschränkt. Nach unseren Erfahrungen kann man bei Einzelpunkt-Messungen in einer Sitzung Messungen für etwa 10 Parameterwerte durchführen (s. Lorbeer 1982).

Ist man weniger an der absoluten Genauigkeit einzelner Meßpunkte als an Kurvenverläufen bei Parameterveränderungen interessiert, so kann man die Ergebnisse entscheidend verbessern, wenn man eine sogenannte Wobbel-Technik (englisch sweep technique) benutzt. Dabei wird der Reiz-Parameter, der die unabhängige Variable darstellt (d. h. die "x-Achse", z. B. die Ortsfrequenz), schneller als bei Einzelpunkt-Messungen variiert, und um ausreichende Zuverlässigkeit zu erreichen wird der interessierende Bereich mehrfach durchfahren. Korrespondierende Meßpunkte werden anschließend gemittelt. Analoge Varianten dieses in der elektronischen Meßtechnik wohlbekannten Verfahrens wurden von Regan (1975) und Tyler et al. (1978) zur Untersuchung von VEPs eingeführt.

Die meisten Erfassungssysteme sind für wenige Meßkanäle (1-4) eingerichtet. Zum Studium örtlicher Verteilungen ist es aber sinnvoll, an einer größeren Zahl von Kanälen (z. B. bis zu 64) gleichzeitig abzuleiten. Dafür sind spezielle Vielkanal-Vorverstärker-Systeme erhältlich. Gegenüber Systemen mit wenigen Kanälen stellen diese Vorverstärker einen wesentlichen Kostenfaktor dar. Da auch die Auswerte-Verfahren bei Vielkanal-Ableitungen ganz eigene Anforderungen stellen (s. u.), bilden Vielkanalsysteme eine eng abgrenzte Geräte-Gruppe.

2.2.3 Auswertung

Das klassische Verfahren zur Extraktion des EPs aus dem EEG-"Rauschen" ist das reizsynchrone Mitteln (averaging) (Der Kürze halber spreche ich meist einfach von "Mitteln"). Die Methode hat eine derartige Selbstverständlichkeit erlangt, daß der Begriff evozierter Potentiale meist synonym mit durch Mitteln gewonnenen (transienten) EPs verwendet wird. Im gemittelten Verlauf werden üblicherweise die Amplituden und zeitlichen Latenzen der Maxima und Minima bestimmt.

Zur Analyse von stationären EPs ist der alleinige Gebrauch von reizsynchronem Mitteln wenig sinnvoll, stattdessen ist eine zeitliche spektrale Zerlegung aussagekräftiger. Die spektrale Zerlegung kann dabei über Fourier-Analyse, schmalbandige Filter oder phasenstarres Filtern (phase-locked filters, synchronous demodulation) geschehen. Averagen kann als datenkomprimierende Vorverarbeitungs-Technik eingesetzt werden (s. Kap. 3). Diskussionen dieser Techniken finden sich u. a. in Childers (1977), Spekreijse et al. (1977), Aunon et al. (1981), Nelson et al. (1984), Strasburger (1985).

Neben diesen einfachen Verfahren setzt man in neuerer Zeit Techniken aus der digitalen Signalverarbeitung zur Analyse von EPs ein. Zwei Beispiele sind die Reizung mit Pseudobinär-Rauschen und EP-Erkennung mittels adaptiver Filter. Mit solchen Verfahren lassen sich bei sehr viel kürzerer Meßzeit zuverlässige Ergebnisse gewinnen (s. z. B. Bodenstein 1976).

Die genannten Auswerte-Verfahren beziehen sich auf einzelne Meßkanäle. Sollen örtliche Verteilungen auf der Skalp-Oberfläche mit Hilfe von Vielkanal-Ableitungen studiert werden, kommen noch Verfahren zur Bestimmung von örtlichen Kurven gleicher Amplitude und zur grafischen Darstellung von deren zeitlichen Veränderungen hinzu (s. vor allem die Arbeiten der Gruppe um Lehmann, z. B. Lehmann 1977, Lehmann & Skrandies 1979, Skrandies 1979). Desweiteren können fiktive elektrische Generatoren im Inneren des Kopfes berechnet werden, die für eine gegebene örtliche Verteilung ursächlich sein könnten. Damit ist eine besonders sparsame Darstellung der Meßergebnisse möglich (s. z.B. Fender & Santoro 1977).

2.2.4 Datenhaltung

Noch heute werden bei vielen Systemen die erhaltenen Daten nicht in maschinenlesbarer Form gespeichert, sondern in Form von Kurvenzügen auf Papier abgelegt. Bei Laborsystemen wurde aber naturgemäß meist Wert auf eine weitere Analyse gelegt; dazu wurden die Daten auf Analogband oder Magnetband gespeichert. In neuerer Zeit setzt sich als Speichermedium die 5-1/4"-Diskette durch. Dieses Format ist im Bereich der Mikrocomputer sehr verbreitet, doch sind die Aufzeichnungsformate verschiedener Systeme meist unverträglich, sodaß eine Auswertung auf Fremdsystemen erschwert ist. 8"-Disketten haben demgegenüber den Vorteil eines standardisierten Aufzeichnungsformats, und sind im Bereich größerer Rechner verbreitet, die meist (noch) für weitere Auswertungen besser ausgerüstet sind als Mikrocomputer.

2.2.5 Benutzerführung

Von einer Benutzerführung läßt sich eigentlich erst bei rechnergestützten Systemen sprechen. Der Rechner übernimmt dabei Teile der Aufgaben, die vorher die Bedienungsanleitung hatte, mit dem Vorteil, auf den jeweiligen Bedienungsaugenblick oder Bedienungsfehler eingehen zu können. Die sogenannte "Mensch/Maschine-Schnittstelle" ist der Bereich der Software-Entwicklung, dem Entwickler gegenwärtig die größte Aufmerksamkeit schenken; es besteht eine ausgedehnte Literatur dazu. Bei einer idealen Benutzer-schnittstelle wird die Bedienungsanleitung überflüssig.

2.2.6 Kommerzielle und experimentelle Systeme im Vergleich

Kommerziell erhältliche VEP-Erfassungssysteme werden für den vorwiegenden Einsatz in der klinischen Routine-Praxis konstruiert¹⁰. Dabei ist der VEP-Teil meist in ein allgemeineres System zur Erfassung anderer EPs - vorwiegend akustischer und somatosensorischer - integriert. Als einziger Anwendungszweck wird die Frühdiagnose multipler Sklerose gesehen. Als Indikator dient eine signifikante Latenz-Vergrößerung der ersten negativen Welle des reiz-synchron gemittelten transienten VEPs. Dementsprechend bieten die Systeme grafische Darstellung des transienten VEPs auf einem Sichtschirm, möglicherweise sogar einen Fadenkreuz-Sucher zum Auffinden der Maxima, und gestatten das Zeichnen des mittleren Verlaufs auf einem Plotter. Zur Reizung dienen Schachbrettmuster oder Rechteckgitter, dargeboten auf Raster-CRT-Schirmen, mit dem maximal möglichem Kontrast (nahe 100%). Gelegentlich werden auch Brillen mit eingebautem Reizgeber für Ganzfeld-Stimulation angeboten.

Bis vor wenigen Jahren waren die Geräte in festverdrahteter Technik unter Verwendung analoger und digitaler Schaltkreise aufgebaut. Daneben gab es modulare Systeme, die Funktionsgruppen zur Mittelung, Fourier-Analyse etc. enthielten; die einzelnen Module konnten mit Meßkabeln ("Jumpfern") oder durch Schaltereinheiten miteinander verbunden werden¹¹.

In neuerer Zeit werden immer mehr Systeme angeboten, die auf einem Mikrocomputer basieren. Der Mikrocomputer (oft ein Apple-IIe) übernimmt die Steuerung der Messung und die Auswertung der Ergebnisse. Die Reize werden mit getrennten Reizeinheiten erzeugt. Die Ausgabe der Ergebnisse erfolgt auf einem Matrix-Drucker, auf einem grafischen Sichtschirm, sowie evtl. auf einem Plotter.

¹⁰Eine Ausnahme bilden die Systeme von Nicolet.

¹¹Z. B. von Nicolet.

Eine Besonderheit stellt ein am Smith-Kettlewell Institut in San Francisco entwickeltes System zur Untersuchung des Formensehens bei Kleinkindern dar. Das auf einem Apple-IIe Mikrocomputer basierende System gestattet die Erfassung der SFC, Extrapolation zur höchsten Ortsfrequenz zum Bestimmen der Sehschärfe und Katalogisierung der Daten (Norcia & Tyler 1984).

Die für den experimentellen Einsatz bestimmten Geräte stellt sich jede Forschungsgruppe selbst zusammen. Je nachdem, ob in der Signal-Auswertung Weiterentwicklungen geplant sind, basieren die Systeme auf einem Mittelwertsrechner oder auf einem freiprogrammierbaren Rechner (meist einer PDP-11). Die Reize wurden oft mit optischen Hilfsmitteln erzeugt: Zeitliche Modulation mittels mechanisch angetriebener halbdurchlässiger Spiegel oder Polarisationsfilter, Kontrast-Variation mittels Graufilter, Mustererzeugung mit Diapositiven, usw. Aber auch im experimentellen Bereich wird nun verstärkt elektronische Reizerzeugung eingesetzt. Eine gute Übersicht bieten Arden et al. (1977), sowie der ganze Band, in dem dieser Bericht als Einführung dient (Desmedt 1977), und weiterhin Bodis-Wollner (1982).

2.3 Überblick über das Meßsystem

Das hier vorgestellte System basiert auf einem frei-programmierbaren Labor-Rechner, der - bis auf die Erzeugung der Signale zum gleichmäßigen Ausleuchten des Displays - sämtliche anfallenden Aufgaben übernimmt. Reizerzeugung, Reizdarbietung¹², Ablaufsteuerung, Datenerfassung, Datenauswertung, Datenorganisation und Benutzerführung werden alle vom Rechner ausgeführt. Außer einem physiologischen Vorverstärker und einem Bandpaßfilter im EEG-Pfad, sowie den zwei Generatoren zum Ausleuchten des Schirms, sind keine analogen elektronischen Komponenten beteiligt.

¹²Bei der Erstellung der Programme zur Reizdarbietung waren Vorarbeiten von Hans Brettel sehr hilfreich.

2.3.1 Die Vorteile eines digitalen freiprogrammierbaren Systems

Der wesentliche Vorteil dieser voll-digitalen Lösung liegt in der hervorragenden Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Meßbedingungen, sowie der präzisen und einfachen Reproduzierbarkeit des ganzen Meßsystems. Dazu kommen die Vorteile eines freiprogrammierbaren Rechners gegenüber festverdrahteter Hardware: Alle Daten und Programme sind gut zugänglich. Es stehen alle Hilfsmittel zur Veränderung des Systems zur Verfügung. Komplexere Ablaufsteuerungen sind realisierbar (s. die Diskussion der Wobbel-techniken). Datenerfassung und -Auswertung können am gleichen System durchgeführt werden, d. h. der fehlerträchtige und aufwendige Daten-Transfer zwischen Systemen entfällt. Es stehen alle Hilfsmittel zur Erweiterung der Datenauswertung zur Verfügung. Die Organisation der Daten (Katalogisieren und Protokollieren der Versuchs-Situation und Versuchspersonen-Daten, u. ä.) kann maschinell unterstützt werden. Und nicht zuletzt ist es möglich, das zu verwirklichen was im Computer-Jargon als "benutzerfreundliches" (englisch "user friendly") Verhalten bezeichnet wird. Das heißt, der Benutzer wird bei der Bedienung vom System unterstützt, auf Fehler aufmerksam gemacht, bekommt Hilfen bei der Interpretation der Daten, etc. Nicht zu übersehen ist auch die Möglichkeit, den Rechner zusätzlich zu anderen Aufgaben, etwa zur Textverarbeitung, zu nutzen.

Das Verhalten des Gesamtsystems wird entscheidend davon mitbeeinflusst, ob die Reize vom Rechner selbst, oder von einer peripheren Einheit erzeugt werden. Die Programmstruktur des Datenerfassungs-Teils ließe sich stark vereinfachen, wenn eine periphere Reiz-Erzeugungseinheit eingesetzt würde. Abgesehen davon, daß zur Zeit der Konzeption des Systems keine geeignete periphere Einheit erhältlich war, spricht auch einiges dafür, die Reiz-erzeugung in das System zu integrieren. Zum einen stehen dann zur Manipulation der Reize die gleichen Programmier-Hilfsmittel (Compiler etc.) zur Verfügung, wie für das restliche System. Desweiteren können die erheblichen Kosten einer intelligenten Reizeinheit gespart werden. Schließlich war in jedem Fall eine Software-mäßige Reizerzeugung wegen der damit möglichen Vielfalt der Reize angestrebt.

2.3.2 Blockschaltbild des Meßsystems

Abb. 2 zeigt ein Blockschaltbild der Hardware. Die Reize werden am Beginn der Sitzung vorbereitet und auf Diskette oder im Halbleiter-Speicher zur Verfügung gehalten. Zur Darbietung werden die Reiz-Datenpuffer in den Arbeitsspeicher kopiert, dort mit hoher Geschwindigkeit abgetastet und zum D/A-Wandler geschickt. Dieser treibt seinerseits den z-Modulations-Eingang eines XYZ-CRT-Displays. Gleichzeitig wird das vorverstärkte und Bandpaß-gefilterte EEG am A/D-Wandler empfangen und - nach Zwischenpufferung im Speicher - auf Diskette gespeichert. Ein vom Rechner getriggert Sägezahn-generator übernimmt den Bildwechsel (die x-Ablenkung), eine hochfrequente freilaufende Dreiecks-Spannung dient zur vertikalen Ausleuchtung des Schirms (gewisse Interferenz-Probleme können vermieden werden, wenn das Dreiecks-Signal zusätzlich vom Bildwechsel getriggert wird). Als Display dient entweder ein Hewlett-Packard HP-1304A, ein HP-1310A oder ein Joyce-CRT-Display¹³.

Die Art der Reizerzeugung erfordert auch für mäßige Bildwiederholraten hohe Rechengeschwindigkeiten; der zeitkritische Programmkern muß deshalb in Assembler geschrieben werden und zeitlich optimiert werden.

2.3.3 Zur Wahl des Rechners

Als Rechner wurde ein auf Digital Equipments LSI-11/23 basierendes System gewählt¹⁴. Ihr Vorzug gegenüber anderen 8- oder 16-bit Mikrocomputern ist die Software-Kompatibilität mit der PDP-11 Minicomputer-Serie und den damit gegebenen hervorragenden Software-Entwicklungs-Werkzeugen. Dazu kommt die große Flexibilität der Hardware in bezug auf Erweiterungen auf-

¹³Joyce Electronics Ltd., 52, Greystoke Road, Cambridge, CB1 4DS, England. Das "Cambridge-Display" hat eine außergewöhnlich hohe maximale Leuchtdichte von 700 cd/m².

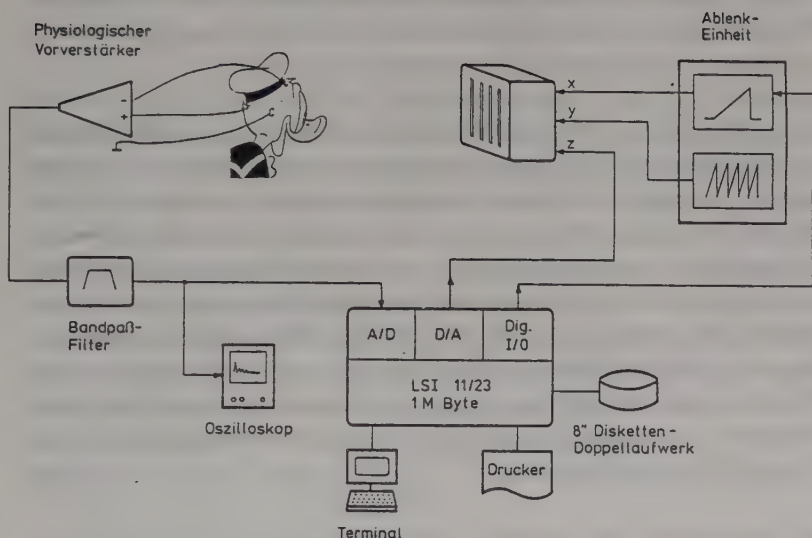


Abb. 2: Blockschaltbild der Hardware des VEP-Erfassungssystems. Die Ansteuerung des Sichtschirms geschieht ähnlich wie in Abb. 1 gezeigt, doch wird das z-Signal vom Rechner erzeugt. Gleichzeitig erfaßt der Rechner das EEG, das über einen Vorverstärker und Filter in den Analog/digital-Wandler gespeist wird.

¹⁴Äußerlich handelte es sich um Digital Equipments MINC, die aber nicht mit den dazugehörigen Labor-Interfaces angeschafft worden war, sondern mit solchen des Herstellers Data Translation. Die MINC war vom Hersteller (DEC) als System konzipiert, das besonders zur Labordaten-Erfassung geeignet sein sollte. Die Hardware ist dabei ein Standard-Q-Bus-System mit LSI-11/2-CPU und speziellen Labor-Interfaces (A/D, D/A etc.) Ihre Hardware unterscheidet sich demnach wenig von anderen DEC-Minicomputern. Die spezielle Eignung zur Labordaten-Erfassung erhält sie durch entsprechende Software, die Teil des Systems darstellt. Im Verlauf des Programmierens stellte sich heraus, daß Data-Translation- und MINC-Interfaces völlig inkompatibel sind, sodaß die MINC-spezifische Software nicht angepaßt werden kann. Den Rechner beschreibt man dementsprechend richtiger als ein LSI-11/2-System mit Data-Translation-Peripherie. Später ersetzte ich den Prozessor darin durch eine LSI-11/23. Die Entscheidung für Data-Translation-Peripherie stellte sich nachträglich als die universellere Lösung heraus: Die MINC wird seit einiger Zeit nicht mehr produziert, und der Hersteller Digital Equipment verwendet nun selbst Data-Translation-Peripherie.

grund der weiten Verbreitung der verwendeten Bus-Struktur (Q-bus). Diese Vorzüge wiegen den höheren Preis auf. Wenn eine größere Zahl von Systemen für verbreiteteren und stärker spezialisierten klinischen Einsatz geplant würde, wäre die Entscheidung für den Rechner neu zu fällen.

Das System enthält 1 Mbyte Halbleiter-Speicher (die Experimente wurden mit 1/4 MByte ausgeführt), der zum größten Teil als virtuelle Diskette verwaltet wird. D. h. gegenüber Programmen verhält sich der Speicher wie ein extrem schnelles Disketten-Laufwerk. In der virtuellen Diskette werden die Reize bereitgehalten. Als Massenspeicher sind zwei 8" doppeldichte Disketten-Laufwerke mit je 430 kByte Kapazität (RX02) angeschlossen. Eine Diskette enthält das Betriebssystem und alle wichtigen VEP-Programme, die andere dient als Datenspeicher. Zur Kommunikation mit analogen Signalen dienen vier Labor-Interfaces von Data-Translation: 12-bit A/D, 12-bit D/A, 16-bit Digital-I/O und eine programmierbare Uhr. Zur Daten-Ausgabe dient ein Anadex-9500 Matrix-Drucker.

Als Zentraleinheit (CPU) enthielt der Rechner zunächst eine LSI-11/2. Diese kann jedoch nur 64 kByte Speicher adressieren, so daß eine virtuelle Diskette nicht möglich war, und die Reize auf Diskette bereit gehalten werden mußten. Aus diesem Grund, und auch zur Erhöhung der Geschwindigkeit, wurde die 11/2 durch eine LSI-11/23 ersetzt. In Kürze soll stattdessen eine LSI-11/73 eingesetzt werden, u. a. um höhere Bildwiederholraten zu ermöglichen.

2.4 Die Reiz-Erzeugung

Komplexe Reize lassen sich mit digitalen Mitteln wesentlich einfacher erzeugen als mit analogen Geräten. Wenn einmal die grundsätzliche Technik beherrscht wird, können neue Reize mit kleinen Programm-Erweiterungen in den entsprechenden Modulen hinzugefügt werden. Im vorgestellten System können alle räumlich eindimensionalen, zeitlich periodischen oder kurz-dauernden Wellenformen erzeugt werden. Dies umfaßt nicht nur Sinusgitter, Rechteckgitter und andere, komplexere örtlich-periodischen Gitter (z. B. Kontrast-modulierte Gitter, Bodis-Wollner & Hendley, 1977), sondern auch Balken variabler Breite, Gauss-Fenster etc. Zeitliche Hüllkurven können z. B. sinusförmig, rechteckförmig, oder Gauss-förmig sein. Die Reiz-Frequenz zeitlich periodischer Muster ist allerdings gegenwärtig auf 4 Hz und 8 Hz beschränkt.

2.4.1 Zeitliche Randbedingungen

Digitale Reizerzeugung erfordert das Beachten gewisser Randbedingungen, die dem an analoge Reizerzeugung gewöhnten Experimentator nicht geläufig sind. Die zeitliche Abtast-Rate, Bildwiederholrate und zeitliche Periodizität müssen in gewissen Beziehungen stehen, wenn Artefakte vermieden werden sollen.

Da die Darbietung eines Bildes auf dem Display eine gewisse Zeit braucht, kann zeitliche Modulation nicht kontinuierlich erfolgen, sondern nur in einer abgetasteten Weise, wie es uns vom Film her geläufig ist. Die Bildwiederholrate kann als Abtastrate betrachtet werden, obgleich auch das nicht ganz korrekt ist, da nicht alle Teile des Bildes gleichzeitig gezeigt werden, sondern das Bild von einer Seite zur anderen "durchfahren" wird. Abb. 3 veranschaulicht, wie eine zeitliche Sinusfunktion durch Einzelbilder abgetastet wird. Nach dem Abtasttheorem würde man erwarten, daß alle zeitlichen Modulationsfrequenzen möglich sind bis maximal zur halben Bild-

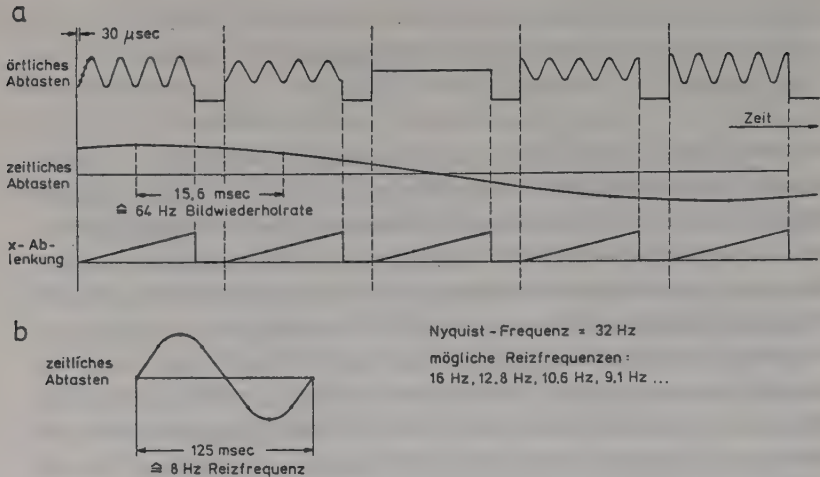


Abb. 3: Signalspannungen zur Steuerung des Sichtschirms. Die Bilderzeugung geschieht grundsätzlich wie in Abb. 1 gezeigt. Während der ansteigenden Flanke des x-Rampensignals (untere Spur) wird die Intensität (obere Spur) sinusförmig moduliert; dadurch wird ein Gitter sichtbar. Es folgt der Strahlrücklauf (fallende Flanke der Rampe), dann verweilt der Strahl am Anfang des Bildes bevor das nächste Bild ("frame") begonnen wird. Während dieser Zeit ist die Intensität "dunkelgetastet". Die Amplitude des z-Signals entspricht dem Bildkontrast. Innerhalb eines Bildes ist der Kontrast konstant, er ändert sich von Bild zu Bild. Seine Größe wird durch die Punkte in der mittleren Spur gezeigt. Diese Kontrastwerte sind durch eine Sinuskurve verbunden, welche der zeitlichen Modulation entspricht. Die Zeitmodulation wird unten in der Abbildung noch einmal in einem anderen Maßstab gezeigt.

wechselfrequenz. Unglücklicherweise gilt dies jedoch nur, wenn die Wiederherstellung des zeitlichen Signals aus den abgetasteten Werten auf eine Weise geschieht, die im Abtasttheorem impliziert ist; das einfache zeitlich aufeinanderfolgende Darbieten der Bilder entspricht dem nicht¹⁵.

Im allgemeinen Fall sind niedrige zeitliche Modulationsfrequenzen aufgrund von Aliasing sichtbar. Man kann sie vermeiden, indem man Modulationsfrequenzen verwendet, die ganzzahlige Teiler der Bildwechselfrequenz darstellen. Bei einer Bildwechselfrequenz von 64 Hz , wie im vorliegenden Fall, sind also Modulations-Frequenzen von $32 (=64/2)$, $21,3 (=64/3)$, 16

(=64/4), 12,8, 10,6, 9,1, 8 Hz usw. möglich. Das hat den Nebeneffekt, daß der Zwischen-Abstand möglicher Modulationsfrequenzen ansteigt, wenn man der Nyquist-Frequenz (32 Hz) näherkommt. Eine weitere Randbedingung hängt mit der gewählten EEG-Abtastrate von 64 Hz (s. nächster Abschnitt) zusammen: Die besonders interessierende zweite Harmonische des VEPs muß echt unter 32 Hz liegen, d. h. die Reizfrequenz muß echt unter 16 Hz liegen. Damit verbleiben als mögliche Frequenzen 12,8, 10,6, 9,1, 8 Hz usw. Tatsächlich implementiert sind 8 Hz und 4 Hz (s. 2.7.1).

Wenn beliebige Modulationsfrequenzen gefordert sind, kann also aus dem genannten Grund die Bildwiederholrate nicht konstant gehalten werden. Will man sie variabel halten, ist es sinnvoll, nicht die Pausenzeiten zwischen einzelnen Bildern zu variieren, sondern die Zeit zu verändern, die der Elektronen-Strahl zum Zeichnen des einzelnen Bildes auf dem Schirm verbringt. Im anderen Fall würde der relative Zeitanteil zum Hellasten des Schirms stark variieren, was zu variabler mittlerer Helligkeit führt. Exakterweise müßte das Verhältnis von Hell- zu Dunkelzeiten konstant gehalten werden, aber da die Pausenzeiten sehr kurz sind, können sie konstant gelassen werden. In jedem Fall sollte die Bildwechselfrequenz natürlich deutlich über der Flimmerverschmelzungs-Frequenz liegen. Man würde wohl ein Intervall (z. B. von 64 bis 80 Hz) definieren, innerhalb dessen sich ganzzahlige Vielfache aller gewünschten Modulationsfrequenzen unterbringen lassen.

¹⁵ Das abgetastete Signal hat ein unendliches Frequenzspektrum. Vor oder nach der Umwandlung in ein analoges Signal müssen die Alias-Frequenzen mit einem Tiefpass ausgefiltert werden, dessen Eckfrequenz knapp unterhalb der Nyquist-Frequenz liegt. Im zeitlichen (oder örtlichen) Bereich entspricht dies der Faltung mit einer Sinc-Funktion. Die tatsächlich verwendete Methode der Rekonstruktion des Zeitsignals durch aufeinanderfolgendes Darbieten der Bilder (bzw. Abtasten der Wellenform mit einem D/A-Wandler zur Herstellung der örtlichen Modulation) entspricht jedoch der Faltung mit einem Rechteckpuls mit der Breite einer Abtastperiode. Im Frequenzbereich entspricht das dem Multiplizieren mit einer Sinc-Funktion statt der gewünschten Tiefpassfilterung. Die Sinc-Funktion filtert die Alias-Komponenten teilweise aus, insbesondere hat sie Nullstellen bei den ganzzahligen Teilern der Abtastfrequenz.

Zum Vermeiden des Aliasing sind zwei andere Methoden denkbar:

- a) Rekonstruktion durch Faltung mit einer Sinc-Funktion. Das ist rechnerisch sehr aufwendig.
- b) Tiefpaßfiltern des Analogsignals. In unserem Fall geht das nicht, weil dann die örtliche Modulation, die im elektrischen Signal einer hohen Zeitfrequenz entspricht, mit ausgefiltert würde.

Bei variablen Bildwiederholraten muß also die Frequenz des zur x-Ablenkung dienenden Sägezahn-Signals vom Rechner steuerbar sein. Weil es dabei auch auf sehr exakte Synchronisation ankommt, wäre es am einfachsten, den Sägezahn direkt vom Rechner mit Hilfe eines weiteren D/A-Wandlers zu erzeugen. Im gegenwärtigen Programmsystem ist diese Lösung noch nicht vorgesehen. Daraus resultiert die Beschränkung auf Modulationsfrequenzen, die Teiler von 64 Hz sind.

Die maximal mögliche Bildwechselfrequenz ist - bei gegebener räumlicher Auflösung des Bildes - durch die Rechengeschwindigkeit der CPU begrenzt. Die Darbietungszeit eines Bildes ist das Produkt aus der Anzahl der Stützpunkte und der Zeit, die benötigt wird, um einen Punkt zum D/A-Wandler zu senden. Bei einer LSI-11/2 CPU kann als minimale Zeit pro Punkt 31 Mikrosekunden erreicht werden¹⁶. Damit ist bei einer Auflösung von 500 Punkten pro Bild die Bildrate von 64 Hz möglich. Für eine LSI-11/23 sind die Ausführungszeiten um etwa einen Faktor von 2 kürzer¹⁷.

2.4.2 Ortsfrequenz als Reizvariable

Es ist nicht schwierig, sinusförmige örtliche Modulation zu berechnen, da alle Reize off-line vorbereitet werden, und somit die Rechenzeit nicht begrenzt ist. Wenn aber eine ganze Reihe von Reizen berechnet werden soll, kann man die vorbereitende Rechenzeit stark verkürzen, indem man bestimmte Rechen-

¹⁶Dazu muß eine "Polling"-Technik verwendet werden; mit "Interrupts" sind die Ausführungszeiten um etwa den Faktor 2 länger. "Polling" heißt, daß die CPU ständig den Zustand der Uhr abfragt, um zu entscheiden, ob es an der Zeit ist, den nächsten Wert zum D/A-Wandler zu schicken. Bei einer Interrupt-Technik ist die CPU mit anderen Dingen beschäftigt, und wird durch die Uhr unterbrochen, wenn es Zeit für den nächsten D/A-Wert ist. Durch Verwenden von Interrupts könnte man das gesamte Programm sehr vereinfachen.

¹⁷Den zeitkritische Assembler-Teil des Programms entwickelte ich aus einem Programm, das von Hans Brettel geschrieben worden war.

techniken verwendet. Man berechnet nicht jedes Sinus-Gitter neu, z. B. mit Hilfe der Fortran-Sinus-Funktion, sondern füllt nur einmal einen relativ großen Puffer mit einer einzigen Sinus-Periode bei guter Auflösung, und leitet alle Gitter von dieser "look-up"-Tabelle ab (Snell 1977). Durch variable Schrittweiten in der Tabelle (Phaseninkrement) können dabei beliebige Ortsfrequenzen erzeugt werden. Es wird also nicht jeder Wert der Sinus-Tabelle herausgenommen, sondern z. B. jeder zweite, jeder dritte, oder umgekehrt wird jeder Wert zweimal oder dreimal genommen. Diese Phaseninkremente müssen nicht einmal ganzzahlige Teiler oder Vielfache von eins sein. Man nimmt dann den jeweils nächstliegenden Wert. Will man zum Beispiel jeden 2.4-ten Wert verwenden, so nimmt man also den ersten Wert, den 3. ($1+2.4$), den 6. ($1+2*2.4$), den 8. ($1+3*2.4$) usw. Abb. 4 illustriert das Vorgehen. Der durch diese Methode bedingte Fehler (Phasen-Jitter) hängt von der Länge der look-up Tabelle ab. Für praktische Zwecke kann man den Fehler bei einer Tabellen-Länge von 512 vernachlässigen (vgl. Moore 1977).

2.4.3 Der Kontrast der Reizmuster

Der auf dem Display erzielte Michelson-Kontrast

$$C = (I_{\max} - I_{\min}) / (I_{\max} + I_{\min})$$

steht in direktem Zusammenhang mit der Amplitude des z-Modulations-Signals. Während der optische Kontrast in Prozent angegeben wird, ist eine Prozent-Angabe der elektrischen Amplitude nur möglich, wenn sie auf eine maximale elektrische Amplitude bezogen wird. Bei einer idealen linearen Intensitäts/Spannungs-Kennlinie (s. Abb. 5) stimmen die Prozent-Angaben des optischen Kontrasts und der elektrischen Amplitude überein, wenn man als maximale Amplitude eine Vollaussteuerung zugrunde legt, die 100% Kontrast ergibt. In der Praxis ist die Kennlinie aber zumindestens im Bereich der Sättigung stark nichtlinear, so daß eine extrapolierte 100%-Amplitude zugrunde gelegt wird.

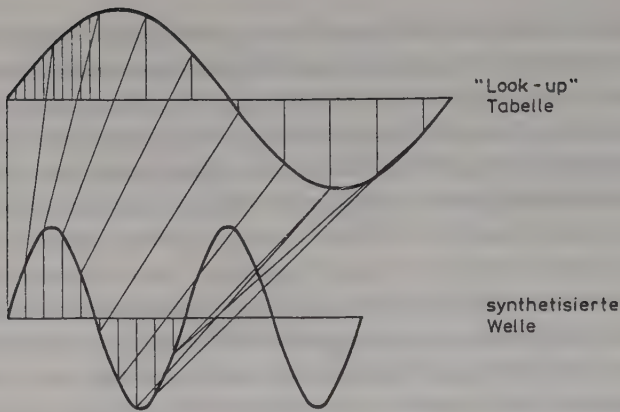


Abb. 4: Illustration der Tabellentechnik zur Erzeugung von Sinusfunktionen. Aus der Sinus-Tabelle wird im Beispiel jeder 5. Wert zur Synthese des Ausgangssignals benutzt. Die Tabelle wird dabei wiederholt durchlaufen. Bei gegebener Taktrate ist die Frequenz des Ausgangssignals davon abhängig, der wievielte Wert jeweils verwendet wird.

Bei linearer Kennlinie kann der Kontrast auch mit Hilfe des Nulldurchgangs U_{cutoff} der Kennlinie berechnet werden. Der mittleren Intensität im Optischen entspricht dann der Wert $(U_{\text{mean}} - U_{\text{cutoff}})$, und die Formel lautet

$$C = \frac{(U_{\text{max}} - U_{\text{min}})/2}{U_{\text{mean}} - U_{\text{cutoff}}}$$

(s. Abb. 5).

Die einer mittleren Intensität entsprechende Spannung U_{mean} hängt meist von mehreren Regler-Stellungen am Display ab, die man üblicherweise so eingestellt, daß 0 Volt in der Mitte des linearen Bereiches liegt. Die z-Modulations-Spannung ist dann eine reine Wechselspannung. Bei einigen unserer Displays war es aber notwendig, eine von 0 Volt abweichende Spannung zu verwenden, um eine optimale Ausnutzung des linearen Bereichs zu erhalten.

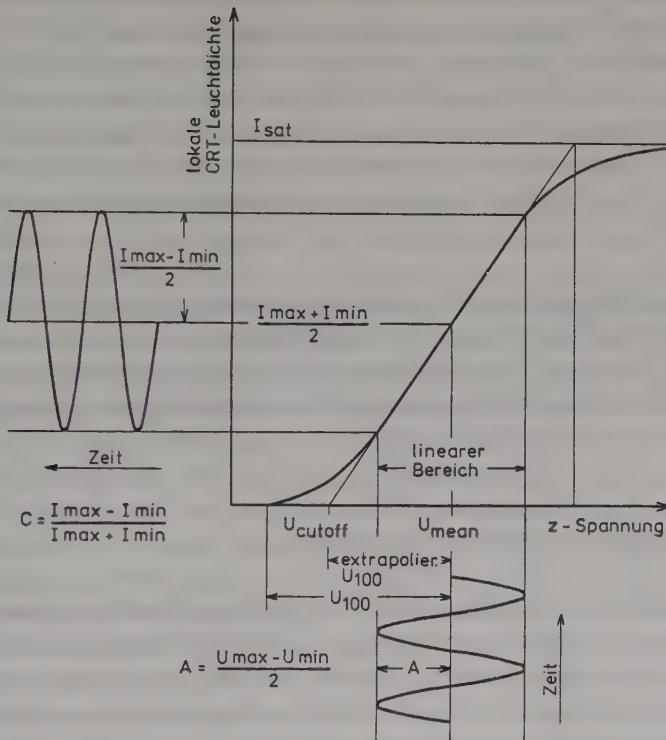


Abb. 5: Zusammenhang zwischen z -Spannung und lokaler Leuchtdichte am Sichtschirm. Durch Einstellen entsprechender Regler am Sichtschirm legt man die mittlere z -Spannung U_{mean} in die Mitte des linearen Bereichs der Kennlinie. Eine Spannung von $U_{\text{mean}} - U_{100}$ führt zu völliger Dunkelheit ($I_{\text{min}}=0$); d. h. eine Modulation von $U_{\text{mean}} \pm U_{100}$ ergibt 100% Kontrast. Um Verzerrungen der Graustufung zu vermeiden arbeitet man aber nur im linearen Teil der Kennlinie. Der Schnittpunkt des fortgesetzten linearen Teils mit der x -Achse ist mit U_{cutoff} bezeichnet. Gibt man die Amplitude in Prozent der Spannung

$$U_{100\text{ext}} = U_{\text{mean}} - U_{\text{cutoff}}$$

an, so ergibt sich direkt der zugehörige Kontrastwert C in Prozent.

Möchte man alle Nichtlinearitäten der Intensitäts/Spannungs-Kennlinie berücksichtigen, so kann man die Kennlinie in einer look-up-Tabelle bereit halten und bei der Berechnung der Wellenform benutzen. Dies bezeichnet man als "Gamma-Korrektur". Leider gilt die Kennlinie nur für einen einzigen Punkt auf dem Schirm, und kann in verschiedenen Regionen des Schirms stark variieren. Im gegenwärtigen System habe ich deshalb keine Gamma-Korrektur verwendet, sie ließe sich aber in den Reiz-Erzeugungs-Programmen leicht einfügen.

Bei hohen Ortsfrequenzen sinkt der Kontrast gegenüber dem aus der Kennlinie zu erwartenden stark ab aufgrund der beschränkten räumlichen Auflösung der Displays. Bei einem normalen Display kann man, grob gesprochen, von etwa 400 Punkten Auflösung ohne Kontrast-Verlust ausgehen. Genauere Angaben finden sich in Morgan & Watt (1982).

2.4.4 Gruppierung der Reize zum Wobbeln

Zur Realisierung der Wobbel-Technik werden einzelne Reize zu Sätzen zusammengestellt, wobei sich die Reize eines Satzes in dem Parameter unterscheiden, der die unabhängige Variable darstellt. Darüber hinaus können mehrere Sätze erzeugt werden, die sich in einem weiteren Parameter unterscheiden. Ich benutzte u. a. Sätze von je 18 Sinusgittern mit Ortsfrequenzen zwischen 0.5 und 25.4 cpd; die einzelnen Sätze unterschieden sich im Kontrast.

Die maximale Anzahl gleichzeitig bereit gehaltener Reize ist vom verfügbaren Speicherplatz (d. h. der Kapazität der virtuellen Diskette) beschränkt. Es ist entweder sinnvoll, wenig Sätze mit jeweils vielen Reizen zu erzeugen, also feine Auflösung der x-Achse zu benutzen, oder viele Kurven mit grober Auflösung zu erfassen. In 1/4 MByte Speicher passen z. B. zwei Sätze mit je 9 Reizen (bei der benutzten Auflösung von 500 Punkten und bei 8 Hz Reizfrequenz), oder ein Satz mit 18 Reizen. Größerer Speicherplatz ist nur bedingt nützlich, weil man bei mehr Reizen ohnehin eine Erholungspause für die Versuchsperson vorsehen muß.

2.5 Die Erfassung evozierter Potentiale

2.5.1 Abtastrate

Die Routine, die die Erfassung des VEPs durchführt (EVPOT), war der Ausgangspunkt beim Programmmentwurf. Sie holt die vorbereiteten Reize von der Diskette oder virtuellen Diskette, bietet sie mit gewisser Bildwechselfrequenz (BWF) dar, und erfaßt pro Bild einen EEG-Abtast-Wert. Damit ist die EEG-Abtastrate gleich der BWF, im vorliegenden Fall 64 Hz. Die Synchronisation im Programm wird sehr vereinfacht, wenn die EEG-Abtastrate zumindestens ein ganzzahliges Vielfaches oder Teiler der BWF ist. Bei der BWF von 64 Hz ergibt das mögliche EEG-Abtastraten von 32 Hz, 64 Hz, 128 Hz, usw. Da bei 8 Hz Reizfrequenz die hauptsächliche VEP-Signal-Energie bei der 1. und 2. Harmonischen liegt, also bei 8 Hz und 16 Hz, sollte die Nyquist-Frequenz deutlich über 16 Hz liegen; damit scheidet die niedrigste Abtastfrequenz ($= 2 * \text{Nyquist}$) von 32 Hz aus. Auf der anderen Seite stellt eine unnötig hohe Abtastrate Verschwendung von magnetischem Speicherplatz dar, wenn das Roh-EEG gespeichert werden soll. Da bei der Reizfrequenz von 8 Hz die Signal-Energie oberhalb der 3. Harmonischen (24 Hz) schnell abfällt, reichen 64 Hz EEG-Abtastrate gut aus. Natürlich sehen höher abgetastete Signale schöner aus; bei 64 Hz Abtastrate bleiben pro 16 Hz Periode nur noch 4 Punkte zur Darstellung übrig, (s. Abb. 8)! Daran stoßen sich oft Experimentatoren, die an transiente EPs gewöhnt sind. Es wird jedoch vergessen, daß bei SSVEPs in der feineren Auflösung (bei fester Reizfrequenz) im Gegensatz zu transienten VEPs keine zusätzliche Information steckt. Das schönere Aussehen der gemittelten SSVEPs läßt sich auch durch Fitten mit Spline-Funktionen erreichen.

Obgleich bei der gewählten Reizfrequenz wenig Signalenergie oberhalb von 24 Hz auftritt, erhält man höherfrequente Signalanteile, wenn man mit höheren Reizfrequenzen arbeitet. Tyler et al. (1984) zeigen, daß man gute Signal-Rausch-Abstände bis 45 Hz (90 rps) erzielt. Die Abtastrate muß dann natürlich entsprechend hoch gewählt werden.

2.5.2 EEG-Speicherung auf Diskette

Das digitalisierte Roh-EEG wird auf Diskette gespeichert. Die Synchronisations-Information ergibt sich aus der Blockstruktur der Dateien. Bei der gewählten Abtastrate von 64 Hz passen auf eine doppelseitige doppeldichte 8"-Diskette die Ergebnisse von 4-6 Versuchs-Sitzungen. Das Sortieren und Katalogisieren von Daten scheint mir mit Disketten besonders praktisch zu sein. Als Speichermedium ist die Diskette auch recht billig. Obgleich das Speichern der Roh-EEGs viel magnetischen Platz beansprucht, wollte ich die Auswerte-Möglichkeiten nicht einschränken, indem gleich nur vorverarbeitete Signale, also z. B. gemittelte, gespeichert werden. Soll aus irgendwelchen Gründen Speicherplatz gespart werden, kann man die Rohsignal-Dateien nach dem Mitteln natürlich auch einfach löschen, wenn keine weitere Auswertung geplant ist.

2.5.3 Wobbel-Techniken

Schnell-aufeinanderfolgendes automatisches Darbieten von Reizen, die sich in einem Parameter unterscheiden, ist das digitale Äquivalent des aus dem analogen Bereich bekannten Wobbelns. Die einzelnen Parameter-Werte stellen die abgetasteten Werte der gewobbelten Variablen dar. Einen gewissen Nachteil der digitalen Variante gegenüber einer analogen kann man darin sehen, daß keine stetige Kurve erhalten wird, und damit Informationen über die Bereiche zwischen den gemessenen Stellen fehlen. Auf der anderen Seite wird im analogen Fall die Systemantwort (das VEP) an diesen Zwischenbereichen über die Achse "verschmiert". Da die Systemantwort mit einer Verzögerungs-

zeit auf Parameterveränderungen reagiert, ist dann auch die gesamte Kurve um einen gewissen Betrag gegenüber der x-Achse verschoben. Je nachdem ob man die Wobbel-Variable hoch- oder herunter-"fährt" (englisch to sweep), ist die Kurve nach links oder rechts verschoben. Im vorliegenden (digitalen) System wird dagegen die Systemantwort immer erst nach einer gewissen Einschwingzeit (von 1 s) erfasst; man ist damit sicher, daß ein gemessenes VEP sich auf den gemeinten Parameter-Wert bezieht.

In der Art wie die gewobbelte Variable variiert wird, ist man im digitalen Fall offensichtlich flexibler. Die Variable kann nicht nur hoch- und heruntergefahren werden, sondern auch randomisiert dargeboten werden. Es ist auf einfache Weise möglich, nichtlineare Kennlinien zu durchfahren, etwa eine logarithmische Skaleneinteilung zu benutzen oder feinere Auflösung in bestimmten Bereichen. Die Art der Skaleneinteilung legt man bereits beim Bereitstellen der Reize fest. Die Reihenfolge der Darbietung wählt man im Erfassungsprogramm kurz vor der Aufzeichnung.

Der Signal-Rausch-Abstand der Messung verbessert sich proportional zur Meßzeit, mit der ein bestimmter Reiz dargeboten wird. Von diesem Gesichtspunkt her kann man den Reiz entweder wenige Male relativ lang präsentieren, oder viele Male kurzzeitig. Letzteres liegt im Sinne des Wobbelns, um Schwankungen des Systems während eines Wobbel-Durchgangs möglichst klein zu halten. Andererseits verliert man bei jedem Reizwechsel etwas Zeit, da das VEP eine gewisse Zeit zum Einschwingen benötigt, und der Reizwechsel selbst Zeit beansprucht. Beim Benutzen der virtuellen Diskette braucht der Reizwechsel knapp eine Sekunde; als Einschwingzeit habe ich ebenfalls eine Sekunde veranschlagt, d. h. die erste Sekunde nach Darbieten des neuen Reizes wird nicht aufgezeichnet. In den Experimenten der letzten zwei Jahre wurde eine Darbietungs-Zeit von 2 s benutzt, das entspricht also einer Zeit-Ausnutzung von 50%, und erscheint mir ein guter Kompromiß.

2.5.4 Analoger Signal-Weg

Der A/D-Wandler des Rechners ist relativ unempfindlich (100 mV Vollaussteuerung), das schwache EEG Signal muß also vorverstärkt werden. Dazu wurde ein "physiologischer" Vorverstärker (Princeton PAR 113) benutzt. Dies ist ein Verstärker mit differentielltem Eingang und hoher möglicher Verstärkung. Die Kenngröße, die zur Beurteilung der Güte eines solchen Vorverstärkers üblicherweise hervorgehoben wird, ist sein Eigenrauschen¹⁸. Bei unserem Verstärker liegt die Rauschspannung unter Meßbedingungen unter 1 μ V, ist also kleiner als die kleinsten gemessenen VEPs. Tatsächlich ist das Verstärker-Rauschen jedoch bei der Erfassung evozierter Potentiale von geringer Bedeutung, da sowieso Techniken zur Rausch-Unterdrückung angewandt werden müssen. Die gesamte EEG-Amplitude von ca. 50 μ V ist in Beziehung zum EP als Rauschen aufzufassen. Dagegen kann man die Rauschspannung der meisten Vorverstärker vernachlässigen.

Ein wichtigeres Beurteilungs-Kriterium wäre z. B. das Verhalten bei Übersteuerung. Bei dem hohen verwendeten Verstärkungsfaktor von 500 genügt bei einem Ausgangsspannungs-Bereich von ± 10 V bereits ein Artefakt von 40 mV am Eingang um den Verstärker in die Sättigung zu treiben. Kleine Fehler in der Justierung der Symmetrie führen dazu, daß der Verstärker einseitig in die Sättigung geht.

¹⁸Zum Beurteilen einer Meßsituation ist die am Verstärkerausgang tatsächlich auftretende Rauschspannung von Interesse. Sie ist aber zur Spezifikation der Rauscheigenschaften eines Verstärkers uneignen, da sie von zusätzlichen Bedingungen abhängt, nämlich von der Signalbandbreite, dem Frequenzbereich, und der am Verstärkereingang angeschlossenen Quellenimpedanz. Zur Spezifikation gibt man deshalb z. B. die "Rauschzahl" an. Die Signalbandbreite ist im gegebenen Fall die Bandbreite des nachgeschalteten Bandpaßfilters (25 - 1 = 24 Hz), die Quellenimpedanz ist der Wechselstromwiderstand der Elektroden/Kopfhaut-Verbindung, also etwa 5 k Ω m.

Ein Punkt, der besondere Beachtung verdient, ist die Einhaltung der deutschen Sicherheits-Vorschriften. Da über die Elektroden eine leitende Verbindung zum Kopf menschlicher Versuchspersonen hergestellt wird, muß unter allen Umständen sichergestellt sein, daß keine gefährlichen Spannungen am Verstärker-Eingang auftreten können. Die deutschen VDE-Bestimmungen für den medizinischen Bereich fordern deshalb z. B., daß das Verstärker-Netzteil im Verstärker-Gehäuse von einem eigenen Gehäuse umschlossen ist, der Netztransformator muß einer Prüfspannung von 5000 V standhalten, u. a.¹⁹ Beim Princeton-Verstärker wird versucht, dieses Problem zu umgehen, indem während des Betriebs die Stromversorgung über einen Akkumulator erfolgt, und die Netzverbindung nicht notwendig ist. Nach den strengen deutschen Sicherheits-Vorschriften muß jedoch durch die Geräte-Konstruktion ausgeschlossen werden, daß das Netzkabel während der Messung versehentlich eingesteckt bleibt. (In unserem Labor werden die Versuche natürlich ohne Netzkabel ausgeführt.) Ein besonderes Problem ist noch dadurch gegeben, daß die Erdung des Vorverstärkers mit der Erde des Rechners verbunden ist, und damit an der Rechner-Erde evt. auftretende Spannungen an die Versuchsperson geleitet werden. Die Rechner-Erde ist natürlich immer mit der Schutz Erde zu verbinden. Trotzdem ist die Verwendung eines galvanisch getrennten Meßkreises wünschenswert. Neuere Meßverstärker verwenden dazu einen Optokoppler im Signalweg.

Das EEG wird nach der Vorverstärkung mithilfe eines analogen Filters auf den Bereich von 1 Hz bis 25 Hz mit einer Filtersteilheit von 12 dB/Oktave bandbegrenzt (Rockland model 452). Von Bedeutung ist dabei vor allem die Tiefpaß-Filterung bei 25 Hz, mit der Aliasing vermieden wird. Bei der gewählten Abtastrate liegt die Nyquist-Frequenz bei 32 Hz; oberhalb davon sollte also keine nennenswerte Signal-Energie mehr auftreten. Unter diesem Gesichtspunkt wäre eine noch steilere Filter-Charakteristik wünschenswert.

¹⁹ Die Abnahme nach den VDE-Vorschriften für den medizinischen Bereich ist die für den Betrieb in Deutschland maßgebende Qualifikation. Daneben gibt es auch eine TÜV-Prüfung, die aber ohne praktische Konsequenzen ist. Der Princeton-Vorverstärker PAR-113 besitzt keine VDE-Abnahme.

Leider ist bei einem analogen Filter eine große Flankensteilheit meist von großen Phasendrehungen des Signals in der Nähe der Eckfrequenz begleitet. Diese bestimmbareren Phasendrehungen müssen mitberücksichtigt werden, wenn die zeitliche Phase des VEPs interpretiert werden soll.

Wie bei jeder bioelektrischen Meßsituation ist die Frage von besonderer Bedeutung, wie Artefakte und Fehler im Meß-Aufbau verhindert werden. Ein gebrochenes Elektroden-Kabel, der nur halb aufgeladene Akku des Vorverstärkers, Muskel-Artefakte, und viele andere Fehler-Quellen bleiben oft lange unentdeckt und machen die Daten wertlos. Schon die Unsicherheit, ob der Aufbau einwandfrei war, kann es verhindern, einen gefundenen Unterschied der Ergebnisse sicher zu interpretieren. Besonders bei der Arbeit mit Kindern und Kleinkindern wird die Art der Artefakt-Unterdrückung (AU) entscheidend. Entsprechende Vorkehrungen kann man on-line oder off-line treffen. On-line AU ist notwendig, wenn die Daten schon während der Aufzeichnung interpretiert werden sollen (z. B. beim Biofeedback), oder wenn während der Aufzeichnung Daten-Vorverarbeitung stattfindet²⁰. Kompliziertere AU-Methoden lassen sich leichter off-line verwirklichen. Die gegenwärtige Programm-Version führt nur einen einfachen Test auf Übersteuerung des A/D-Wandlers durch. Zusätzlich kann die Aufzeichnung vom Experimentator per Knopfdruck kurzzeitig ausgesetzt werden, wenn die Versuchsperson z. B. nicht auf den Schirm schaut. Da Roh-Daten gespeichert werden, könnte man aber weitere AU-Module als zusätzliche Analyse-Schritte vor der weiteren Auswertung einfügen.

²⁰ Eine besonders interessante Methode der online Artefaktkontrolle ist im System von Norcia & Tyler (1984) verwirklicht. Während der Aufzeichnung wird kontinuierlich (mittels synchroner Demodulation) die Signalenergie schmalbandig bei einer Frequenz bestimmt, die geringfügig von der Meßfrequenz abweicht; wenn bei dieser Frequenz die Amplitude plötzlich ansteigt, ist anzunehmen, daß ein Artefakt aufgetreten ist.

Während der Aufzeichnung wird das EEG überwacht, um mögliche Aufbau-Fehler frühzeitig zu entdecken. Dazu wird das EEG auf einem Oszilloskop mitverfolgt. Etwas besser wäre eine Überwachung nach dem Digitalisieren auf einem Grafik-Terminal, um auch die Funktion des A/D-Wandlers miteinzubeziehen, oder auch kumulatives Averagen nur für den Überwachungs-Zweck.

2.6 Die Struktur des Programmsystems

Ein Datenerfassungssystem weitgehend auf Software zu gründen, die auf einem freiprogrammierbaren Rechner läuft, hat entscheidende Vorteile gegenüber einer Hardware-Lösung. Die Vorteile - Flexibilität, Zuverlässigkeit, Reproduzierbarkeit usw. - habe ich in Abschnitt 2 besprochen. Obwohl Software-basierte Systeme in anderen Anwendungsbereichen weit verbreitet sind, sind sie im Bereich medizinisch/psychologischer Laborsysteme noch selten anzutreffen. Es ergeben sich in diesem engeren Bereich Probleme, für die keine Beispiel-Lösungen vorliegen²¹. Software unterliegt, wie andere technische Produkte, einem "Lebenszyklus" in dem Phasen der Benutzer-Erprobung und des Neuentwurfs abwechseln (es gibt viele solcher Zyklusmodelle, für eine Übersicht siehe Peters & Tripp 1978). Zu Beginn ist wenig klar, welche Leistungen man von einem System erwartet. Auf der anderen Seite wollte ich bei dem vorliegenden System eine einfache und sichere Bedienung ermöglichen (zu einem Grad, der vielleicht mit Textverarbeitung vergleichbar ist). Eine solche Benutzerschnittstelle läßt sich aber einfacher in einer späteren Phase entwerfen. Bei der folgenden Übersichtsbeschreibung des Meßsystems werde ich einige dieser Fragen kurz diskutieren. Eine ausführlichere Beschreibung der Benutzung des Systems, sowie der technischen Einzelheiten, habe ich in einem Benutzermanual zusammengestellt.

²¹Vom Standpunkt der Software-Entwicklung ergeben sich am ehesten Parallelen zur Prozeßsteuerung, also einem Gebiet, das vom biomedizinischen Experimentieren weit entfernt ist. Im engeren Bereich der Sehforschung wurde bisher wenig über Anwendungs-Software berichtet.

Als Programmiersprache benutzte ich Fortran-IV unter dem Betriebssystem RT-11; ein kleiner zeitkritischer Teil wurde in Assembler-Sprache kodiert²².

Abbildung 6 zeigt ein Blockschaltbild des Systems. Der Hauptteil der Software besteht aus Routinen für die Reizerzeugung, einem Programm zur Reizdarbietung und Datenerfassung, zum Averagen, und zwei FFT-Routinen. Dazu kommen eine Reihe von Hilfsprogrammen (engl. utilities) für Haushalts- und Testfunktionen und Hilfe bei bestimmten Fehlern.

Zum Erzielen der "bedienungsfreundlichen" Benutzerschnittstelle verwende ich eine Mischung aus Menü- und Kommandotechnik mit klaren Fragen an den Bediener. Alle Eingaben werden auf Plausibilität getestet, um Bedienungsfehler zu vermindern. Der Benutzerdialog findet in deutscher Sprache statt. Das System kann z. B. von einem technischen Assistenten nach einer kurzen Einarbeitungszeit verwendet werden.

Dem gleichen Zweck dient eine konsequente Trennung von physikalischen, d. h. Implementations-unabhängigen, und Implementations-abhängigen Variablen. Nur physikalisch sinnvolle Variablen erscheinen auf der Benutzerseite. Z. B. sind intern mehrere Variablen notwendig, um eine bestimmte Reiz-Ortsfrequenz zu realisieren, wie die Anzahl von Perioden pro Schirm, die Anzahl von Abtastpunkten auf dem Schirm pro Periode eines dargebotenen

²²Fortran hat nach wie vor den Vorteil, daß Unterprogramm-Bibliotheken zur Datenanalyse und grafischen Ausgabe leicht erhältlich sind. Da zwei Entwicklungsziele in Modularität und Portabilität bestanden, würde ich trotzdem heute einer strukturierten Sprache den Vorzug geben, z. B. Modula-2 (Wirth 1982). Leider war Modula-2 nicht erhältlich, als ich einen wesentlichen Teil des Programms schrieb. Über die PDP-11-Serie eingeschränkte Portabilität ist relativ leicht erreichbar, da die gesamte Familie den gleichen Prozessor-Befehlssatz verwendet. Probleme reduzieren sich deshalb auf Inkompatibilitäten der Prozeßperipherie-Baugruppen (A/D, D/A, Digital I/O und programmierbare Uhr). Von diesen sind drei Gruppen verbreitet: Standard Unibus-Module (LPS-11), standard Q-bus-Module, wie unsere Data-Translation Module, und MINC-Module. Dabei wurde die MINC-Serie nun (glücklicherweise) eingestellt. Abhängigkeiten im Programmsystem von diesen Modulen sind in den Echtzeit-Unterprogrammen konzentriert, und dort gut dokumentiert. Das gegenwärtige System ist für LSI-11/2 und LSI-11/23 Systeme mit Data-Translation-Peripherie konfiguriert.

Eingabe

Programme

Ausgabe

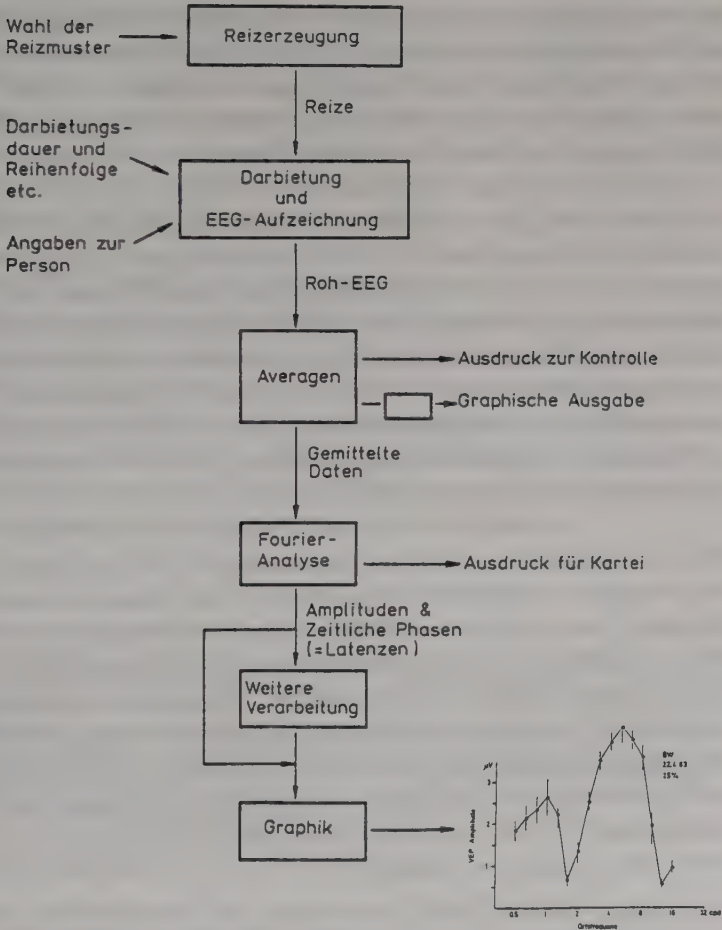


Abb. 6: Blockschaibild der Software. Jedes Programm erzeugt Dateien, die von nachfolgenden Programmen benutzt werden (senkrechte Pfeile). Die Interaktion mit dem Benutzer ist durch waagrechte Pfeile angegeben.

Sinusgitters. Die Beziehung dieser Variablen untereinander hängt von weiteren physikalischen Variablen ab, wie dem Beobachterabstand vom Schirm, und von Hardware-Eigenschaften, wie dem Schirmdurchmesser. Der Benutzer benötigt aber keine Kenntnis der Eigenheiten des Aufbaus, er wird nach der gewünschten Ortsfrequenz in Perioden-pro-Grad gefragt, und nach dem Beobachterabstand in Metern. Ad-hoc Annahmen über den Aufbau, notwendiges Einheiten-Umrechnen und die Verwendung physikalisch nicht sinnvoller Einheiten sind eine Quelle häufiger Fehler, die man einige Zeit nach Abschluß eines Experiments kaum noch korrigieren kann.

Intern werden die gleichen Variablen als Referenz benutzt. Implementations-abhängige Variablen werden nur lokal an den Stellen berechnet, an denen sie benötigt werden. Dies vereinfacht einmal die Integration neuer Hardware-Komponenten; z. B. benutze ich ein Menü zur Wahl zwischen drei verschiedenen Sichtschirmen. Gleichzeitig bleiben die Abhängigkeiten zwischen den Variablen überschaubar; ändert man die Definition einer abgeleiteten Variablen, so führt das nicht unbeabsichtigt zur Veränderung einer weiteren Variablen an einer anderen Stelle. Schließlich wird das Testen einer Benutzereingabe auf Plausibilität sehr vereinfacht.

Ein weithin anerkanntes Prinzip des Systementwurfs ist es, ein System in so viel voneinander weitgehend unabhängiger Module zu zerlegen als möglich. Es erleichtert Erweiterungen, die Fehlerbeseitigung, die Wartung usw. Dabei tritt ein Problem auf, das oft übersehen wird. Es besteht darin, daß jedes Modul Information benutzt, die zwar nicht an andere Module weitergegeben werden muß, damit jene ordnungsgemäß funktionieren, daß diese Information aber notwendig zur späteren Interpretation der Daten ist ("Metainformation"). Diese Information fällt hier in drei Bereiche: Beschreibung der Reize, Beschreibung der Aufzeichnungs-Sitzung und der Versuchsperson, und Beschreibung der Analyse-Schritte.

Zur Lösung bieten sich zwei Möglichkeiten an. Entweder das Einrichten eines speziellen Dateiensystems, in dem diese Informationen gespeichert werden, oder das Abspeichern eines Informationskopfes, der jeder Daten-Datei vorangestellt wird. Ich habe die zweite Lösung vorgezogen. Jede Datei enthält einen entsprechenden Vorspann. Die Programme trennen diesen Vorspann von ihren Eingabedateien ab, fügen Information über ihre eigene Arbeit zu, und fügt ihn ihren Ausgabedateien wieder zu. Als Resultat trägt jede Datei alle Informationen, die zu ihrer Interpretation notwendig sind. Die FFT-Programme, die gegenwärtig den letzten Auswerteschritt darstellen, bieten Optionen zum Ausdruck dieser Information bei der Datenausgabe. Die Ausdrücke werden zusammen mit den zugehörigen Grafen zur Dokumentation abgeheftet (s. Abb. 7).

Die grafische Ausgabe sollte ursprünglich ebenfalls unter RT-11 mit Hilfe einer Geräte-unabhängigen Grafik-Bibliothek²³ geschehen. Da in der Zwischenzeit aber sehr gute universelle Grafikprogramme erhältlich sind, die auf Mikrocomputern laufen, führe ich die grafische Ausgabe z. Zt. auf einem CP/M-System durch. Die Dateien werden dazu mit Hilfe eines Reformattierungsprogramms²⁴ in CP/M-Format gewandelt und mittels GrafTalk²⁵ unter CP/M auf einem Watanabe Digiplot Plotter gezeichnet. Vor dem Zeichnen können die Zeichnungen auf einem Grafikterminal kontrolliert werden.

²³Die Grafikbibliothek AGOS/GOSY von V. Kroeg und J. Meyer (Braunschweig) ist eine Reihe von Fortran-Unterprogrammen, die auf der Programmiererebene mit Calcomp-Aufrufkonventionen kompatibel ist. Sie ist geräteunabhängig in dem Sinn, daß Abhängigkeiten von Ausgabegeräten in sogenannten Treibern konzentriert sind, so daß durch Auswechseln des Treibers auf einfache Weise neue Hardware einbezogen werden kann. Der Calcomp-Standard, der neben Plot-10 viele Jahre den Industriestandard darstellte, wird gegenwärtig international durch den europäischen GKS-Standard abgelöst (s. z. B. Hatfield & Herzog 1982, Langhorst & Clarkson 1983).

²⁴MicroTech's Reformatter oder CPMDEC von DECUS.

²⁵GrafTalk (Redding Group Inc.) ist, im Unterschied zu einer Grafikbibliothek wie etwa Plot-10 oder Calcomp, ein interaktives Programm, ein grafischer Interpreter. Jedes eingegebene Kommando wird sofort am Bildschirm oder Plotter ausgeführt. Einen Satz von Kommandos kann man in einer Prozedur speichern, und mit einem eingebauten Editor verändern. Die Kommandos arbeiten dabei auf einer relativ hohen Abstraktionsebene; im einfachsten Fall genügt z. B. ein einziges Kommando, um einen Datensatz einschließlich skaliertem und beschriftetem Achsenkreuz zu zeichnen.

Auswerte-Programm: EPFT2, Version 1.00

Datei-Name: SERA47.DAT

WALTER, JAEGEREL. Exp: JDLFCANG. V-Pakt: 500. Stim.: OB. Datum: 27-APR-83.

Rem: R=15KOHM.

1) Stimuli erzeugt von RGENs, Version 1.00, am 27-APR-83

2) Komplexgitter, 2 Ortsfrequenzen "F" & "H", nicht

notwendig in ganzzahligem Verhältnis.

"H" rechteckförmig phasenalternierend.

3) Zeitfrequenz:

8 Hz

Kontrast: 50% + 17%

Ortsfrequenz "F": 2.50 cpd

Ortsfrequenz "H": 6.00 cpd

Abstand: 72 cm

Blickwinkel: 10.0 grad

Display-Typ: HP-1304A

4) Reizsaetze: Verschiedene Ortsfrequenzen von "F"

Satz: 0 1 2 3

Ortsfrq: 2.50 2.50 - - cpd

5) Einzel-Reize: Verschiedene Phasenamplituden

Reiz: 0 1 2 3 4

Phamp: 0 30 40 50 60 grad

Reiz: 5 6 7 8 9

Phamp: 70 80 90 100 110 grad

6) Bem.: Nicht-ganzzahlige Ortsfrequenzverhältnisse.

Amplituden in Mikrovolt.

Phasen-Werte in Bogengrad ($2\pi = 360$ Grad, 0 Grad bei reinem Cosinus) und Grad.

Std.Abwn. beziehen sich auf Mittelw., wurden also durch Wurzel(n) geteilt!

Bitte Phasenwerte nur bei genügend grossen Amplitudenwerten interpretieren.

Ausserdem haben Phasenwerte wohl nur Sinn, wenn ihre St.-Abw. kleiner sind als

etwa $\pi/2/\text{Wurzel}(n) = 1.57/\text{Wurzel}(n)$ (Bei $n=5$ z.B. 0.6 rad = 37 grad)

Reiz-Zeitfrequenz: 8 Hz

	8 Hz		16 Hz		24 Hz		Reiz-nr	Trials
Amplitude	2.09+-	0.43	1.15+-	0.16	0.53+-	0.14	0	10
Phase	-1.63+-	0.43	0.84+-	0.55	-0.96+-	0.48	0	
Phas(Grd)	-93.+-	24.	48.+-	32.	-55.+-	27.	0	
Amplitude	2.37+-	0.43	1.28+-	0.30	0.72+-	0.09	1	10
Phase	-1.86+-	0.49	0.87+-	0.49	-0.44+-	0.43	1	
Phas(Grd)	-106.+-	28.	50.+-	28.	-25.+-	24.	1	
Amplitude	2.20+-	0.28	1.07+-	0.21	0.35+-	0.07	2	10
Phase	-1.54+-	0.45	0.81+-	0.42	0.60+-	0.56	2	
Phas(Grd)	-88.+-	26.	46.+-	24.	34.+-	32.	2	
Amplitude	2.85+-	0.70	1.31+-	0.30	0.64+-	0.11	3	10
Phase	-2.71+-	0.49	1.77+-	0.50	-0.84+-	0.50	3	
Phas(Grd)	-155.+-	28.	101.+-	29.	-48.+-	29.	3	
Amplitude	2.23+-	0.30	1.03+-	0.21	0.66+-	0.11	4	10
Phase	1.97+-	0.38	0.34+-	0.49	1.97+-	0.52	4	
Phas(Grd)	113.+-	22.	20.+-	28.	113.+-	30.	4	
Amplitude	2.53+-	0.58	1.28+-	0.25	0.79+-	0.11	5	10
Phase	-2.03+-	0.45	1.50+-	0.44	-0.94+-	0.49	5	
Phas(Grd)	-116.+-	26.	86.+-	25.	-54.+-	28.	5	

Abb. 7: Beispiel eines Ergebnisausdrucks.

Die Funktion der einzelnen Programme ist in dem Benutzermanual dargestellt (s. Anhang). Dort sind auch die Struktur der Dateien und andere Einzelheiten genauer beschrieben. Das Benutzermanual steht in deutscher und englischer Sprache zur Verfügung. Darüber hinausgehende Angaben enthalten die (englischen) Dokumentationen in den Programmquellen.

2.7 Beschränkungen des Meßsystems

In der Anwendung des Systems stellte sich sehr bald heraus, welche Erweiterungen wünschenswert wären. Zu den einzelnen Einschränkungen:

2.7.1 Zeitliche Reizfrequenz

Gegenwärtig sind Reizfrequenzen von 8 Hz und 4 Hz möglich. Das ist vermutlich die gravierendste Einschränkung der Allgemeinheit. Bei fester Bildwechselfrequenz (BWF) und EEG-Abtastrate von je 64 Hz muß die Reizfrequenz ein ganzzahliger Teiler von 64 Hz sein, der echt kleiner als 16 Hz ist (s. 2.4.1). Mit diesem Argument verbleiben die Möglichkeiten 12,8 Hz, 10,6 Hz, 9,1 Hz, 8 Hz usw. Daß tatsächlich nur ganzzahlige Teiler von 8 Hz implementiert sind, liegt an programmtechnischen Vereinfachungen, insbesondere bei der Formatierung der Ergebnisse. Unter 4 Hz Reizfrequenz herunter zu gehen schien mir für eine Wobbeltechnik nicht sehr sinnvoll, da dann die Meßzeiten sehr lang werden.

Für beliebige Reizfrequenz müßte die BWF variabel sein. Dazu wäre es sinnvoll, die der BWF zugrundeliegende sägezahnförmige x-Ablenkung ebenfalls vom Rechner durchführen zu lassen.

2.7.2 Weitere Beschränkungen

Besonders zur Arbeit mit Kleinkindern wäre eine wirkungsvollere **Artefakt-kontrolle** wünschenswert. Dazu wäre es z. B. möglich, ein Amplitudenfenster vom Experimentator zu erfragen, innerhalb dessen das Roh-EEG liegen soll. Zeitabschnitte (trials), in denen Bereichsüberschreitung stattfindet, sollten aus der Mittelung einfach ausgeschlossen und wiederholt werden.

Als weitere Maßnahme zum frühzeitigen Erkennen von Fehlern wäre eine VEP-Überwachung durch **online-Mittelung** sinnvoll. Das Mitteln könnte laufend nebenbei geschehen und hätte keine Folgen für die Form der Datenspeicherung. Bei der gegenwärtigen vollständigen offline-Auswertung ist es zu empfehlen, frühzeitig in einer Meßsitzung eine Probeauswertung vorzunehmen, um sich vom einwandfreien Funktionieren der Aufzeichnung zu überzeugen.

Das Meßsystem ist zunächst zur Registrierung von stationären Potentialen entworfen. Trotzdem ist es mit vertretbarem Aufwand möglich, **transiente Potentiale** mit einzubeziehen. Dazu würde man z. B. bei einer zusätzlich zu implementierenden Reizfrequenz von 2 Hz (s. o.) Pausen mit randomisierter Dauer zwischen den Darbietungs-Perioden einbauen. Das entspräche einer Reizdauer von 500 msek. Bei der Auswertung ließe man den Schritt der Fourier-Analyse fort; stattdessen wäre ein Programm zur automatischen Erkennung von Extrema und deren Latenzen wünschenswert. Die Abtastrate sollte wesentlich angehoben werden, um die Genauigkeit der Latenzbestimmung zu erhöhen.

Eine weitere Beschränkung des Systems liegt in der **Anzahl der Aufzeichnungskanäle**. Z. B. zum Vergleich verschiedener Elektrodenpositionen wären zwei oder drei Kanäle wünschenswert. Dies scheint mir aber der einzige Anwendungszweck für Mehrkanal-Aufzeichnungen mit geringer Kanalanzahl zu sein. Für den Vergleich bei verschiedenen Versuchspersonen sollte sowieso immer die gleiche Elektrodenposition verwendet werden. Deshalb glaube ich, daß sich der Aufwand (programmtechnisch und im Datenspeicherplatz) nicht lohnt. Für echte Vielkanal-Ableitungen mit großer Kanalzahl zur Untersuchung örtlicher Verteilungen auf dem Skalp ist ein völlig anderes Systemkonzept notwendig.

Kapitel 3

Prinzipien der VEP Auswertung

3.1 Übersicht

Zur Auswertung der Ergebnisse wird in dieser Arbeit die Spektralanalyse auf VEPs angewendet, die durch reizsynchrones Mitteln ("averagen") gewonnen werden. Amplitude und Phase der 2. Harmonischen zur Reizfrequenz werden als abhängige Variablen betrachtet, da sie, wie vielfach berichtet, den zuverlässigsten Zusammenhang mit Reizparametern aufweisen. Diese Vorgehensweise ist recht verbreitet (z. B. Campbell & Maffei 1970, Petrig 1980, Fiorentini et al. 1983 u.v.a.). Überraschenderweise wird aber in den allerwenigsten Arbeiten versucht, die Zuverlässigkeit so gefundener Werte zu bestimmen (Petrig 1980 macht z.B. Zuverlässigkeitsangaben).

Um Aussagen über die Zuverlässigkeit der Ergebnisse zuzulassen, werden in der vorliegenden Arbeit Amplituden- und Phasenwerte gemittelt, und dabei Standardabweichungen sowie Konfidenzintervalle bestimmt. Beim Mitteln treten eine Reihe von Fragen auf: Welche Wirkungen sind theoretisch bei der Kombination der Auswerteverfahren zu erwarten? In welcher Weise wirkt die beim reizsynchronen Mitteln erzielte Rauschabstands-Verbesserung mit der beim Mitteln von Amplituden und Phasen erhaltenen Verbesserung zusammen? Es ergeben sich verschiedene Möglichkeiten, wie Amplituden und Phasen gemittelt werden können. Dabei stellt das Mitteln von Phasenwerten ein grundsätzliches Problem dar, da aufgrund der zyklischen Natur der Phase das arithmetische Mittel nicht eindeutig bestimmt ist. Bei geeigneter Wahl des Mittelungsverfahrens ist das Ergebnis der drei Schritte "Averaging - Fourier-Transformation - Mitteln" gleichbedeutend mit einer Fourier-Analyse des Roh-EEGs (s. 3.3), so daß sich die Betrachtungen sehr vereinfachen lassen.

Bei der Behandlung der Zusammenhänge erweist sich eine Vektordarstellung der spektralen Daten als vorteilhaft. Diese aus der Theorie komplexer Zahlen bekannte Darstellung eignet sich auch, um Schlußfolgerungen über den Einfluß des Rauschens zu ziehen. Eine Diskussion der Rolle der zeitliche Phase führt zum Konzept der phasenstarken Auswertung. Ein verwandtes Verfahren wurde vor kurzem von Nelson et al. (1984) empfohlen. Die Unterschiede zwischen phasenstarker und phasenunabhängiger Auswertung werden am Beispiel der Kontrastschwellen-Bestimmung illustriert.

In der Literatur werden verschiedene Verfahren zur Auswertung von stationären VEPs verwendet, ohne daß immer klar ist, wie sich solche Ergebnisse vergleichen lassen. Oft bestehen enge Beziehungen zwischen den verschiedenen Verfahren, es werden aber auch umgekehrt verschiedene Verfahren als gleich bezeichnet. Der Schluß dieses Kapitels soll der Vereinheitlichung und Klärung der Begriffe dienen.

Die Besprechung der signalanalytischen Aspekte ist möglichst anschaulich gestaltet, um eine Anwendung der Ergebnisse zu erleichtern.

3.2 Mitteln als Kammfilterung

Die Methode, Fourier-Analyse auf gemittelte Daten anzuwenden, ist relativ weit verbreitet, ohne daß für ihre Verwendung üblicherweise eine Begründung angegeben wird. Der generelle Hinweis Regans (1977a), Fourier-Analyse sei die Methode der Wahl bei der Analyse von stationären Potentialen ist unbefriedigend, weil er nicht begründet, warum vor der Fourier-Analyse reizsynchro gemittelt wird. Ein Vorteil des vorherigen Mitteln liegt darin, daß sich damit Rechenzeit sparen läßt, da der Rechenzeitbedarf der FFT mit wachsender Anzahl von Datenpunkten schneller ansteigt, als der des Mitteln. Der wesentliche Verwendungsgrund ist aber wohl meist der, daß die Labors auf Auswertung durch Mitteln bereits eingerichtet sind, da es routinemäßig bei der Auswertung transients Potentials verwendet wird. Gemittelte Daten

werden dann einer Fourier-Analyse unterworfen, da die bei transienten Potentialen übliche Spitzen/Latenz-Auswertung bei stationären Potentialen wenig sinnvoll ist.

Das durch reizsynchrones Mitteln gewonnene VEP ähnelt häufig einer Sinuswelle mit der doppelten Reizfrequenz. Dies spiegelt nicht so sehr die spektrale Reinheit des zugrundeliegenden Signals wieder, sondern ist eher eine Folge der Eigenschaft des Mitteln, als Kammfilter zu wirken. Dies entspricht einer Parallelschaltung von schmalbandigen Filtern, die auf ganzzahlige Vielfache der Mittelungsfrequenz $1/T$ eingestimmt sind. Um die Reizfrequenz zu erfassen, muß die Periodendauer des Mitteln demnach ein ganzzahliges Vielfaches der Reizperiode darstellen. Z. B. passieren den Mittelungsfiler bei einer Reizfrequenz von 8 Hz und einer Mittelungsperiode von 125 msec nur Frequenzkomponenten bei 8 Hz, 16 Hz, 24 Hz usw. Wird dann, wie z. B. bei Campbell & Maffei (1970), das Signal durch einen Tiefpaßfilter mit einer Eckfrequenz von 25 Hz geleitet, so bleibt neben der 16 Hz Antwort nur eine abgeschwächte 24 Hz Komponente möglich. Yin et al. (1983) verwenden z. B. einen Bandpaß mit den Eckfrequenzen 12 Hz und 22 Hz. Die reine Sinusform ihres Signals ist hauptsächlich eine Folge des Mitteln, und nicht der Steilheit der analogen Filter, wie Yin et al. annehmen.

3.3 Fourier-Analyse gemittelter stationärer VEPs

Da reizsynchrones Mitteln und Fourier Analyse²⁶ beides lineare Operationen sind, sind sie in der Reihenfolge ihrer Anwendung vertauschbar. Mit anderen Worten: Das Ergebnis ist unabhängig davon, ob gemittelte EPs Fourier-transformiert werden, oder ob die Fourier-Transformierten einzelner Abschnitte

²⁶Eine gute Einführung in die Anwendung der schnellen Fourier-Transformation bietet Bergland (1969). Cooley et al. (1969) geben eine Einführung in die Theorie der FFT. Moore (1978) bietet eine interessante Einführung in Probleme digitaler Signalverarbeitung.

der Länge T berechnet werden, und die resultierenden Frequenzkomponenten anschließend gemittelt werden (wobei Vektoraddition verwendet werden muß, s. u.). Dies mag überraschend sein, da das Originalsignal, wie gesagt, viele Frequenzkomponenten beinhaltet, die beim Mitteln verloren gehen. Die Fourier-Transformierte eines Signals der Länge T enthält jedoch ebenfalls nur Spektralanteile, die ganzzahlige Vielfache von $1/T$ sind. $1/T$ wird deshalb als Frequenzauflösung bezeichnet. Der Zeitabschnitt der Länge T ist im allgemeinen recht kurz (bei den berichteten Untersuchungen 125 msec), so daß sich nur wenige Komponenten ergeben.

Die Anwendung einer Fourier-Analyse auf gemittelte Daten ist schematisch in Abb. 8 zusammengefaßt. Die Abbildung zeigt, wie sich ein gemessener Verlauf durch Überlagerung von Sinusschwingungen nachbilden läßt. Zusätzlich ist die Mehrdeutigkeit der zeitlichen Phase am Beispiel der 16-Hz-Komponente illustriert.

3.4 Polar-Darstellung von FFT-Ergebnissen

Das Ergebnis einer Fourier-Analyse ist eine Menge von Wertepaaren, nämlich Amplitude und Phasenwinkel jeder Frequenzkomponente. Bei abgetasteten Signalen ist die Anzahl der Komponenten $(n/2)-1$ plus einer DC-Komponente, wobei n die Anzahl der Abtast-Punkte ist. Jede der Komponenten läßt sich als Vektor in einem zweidimensionalen Raum darstellen, wobei die Vektorlänge durch die Amplitude A gegeben ist, und die Richtung durch den (zeitlichen) Phasenwinkel φ . Eine alternative Darstellung benutzt die Projektionen auf die Raumachsen:

$$x = A \cos(\varphi)$$

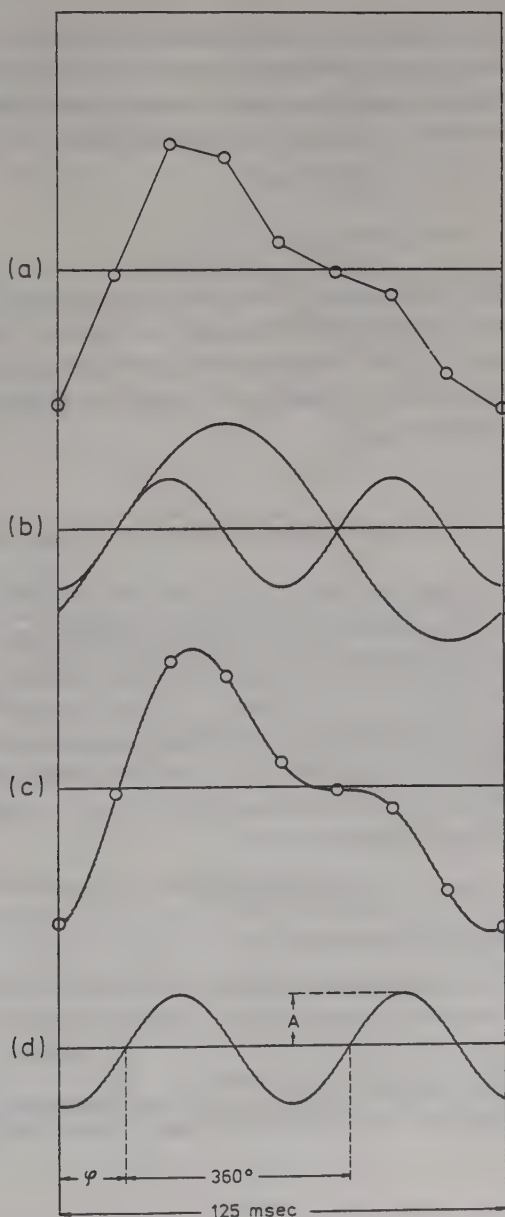
$$y = A \sin(\varphi).$$

Abb. 8: Die Kurve (a) zeigt Datenpunkte, die sich aus synchroner Mittelung über eine Periode von 125 ms bei einer Abtastrate von 64 Hz ergeben.

(b) zeigt zugehörige Sinuskomponenten, die aus Fourier-Analyse-Ergebnissen konstruiert sind.

Überlagern der Komponenten führt zu Kurve (c); Abtasten der Kurve (c) liefert die gleichen Datenpunkte wie die, von denen man in (a) ausging.

In (d) ist die Definition der Amplitude und Phase der zweiten Harmonischen illustriert. Hier wird die Mehrdeutigkeit der Phase sichtbar: Es ist zunächst nicht entscheidbar, welche Periode des ursprünglichen Signals nach dem Mitteln sichtbar ist.



Diese Projektionen sind das direkte Ergebnis der Fourier-Transformation (sie stellen die Koeffizienten in der sin/cos-Zerlegung eines Signals dar). Amplitude und Phase werden daraus ihrer größeren Anschaulichkeit wegen berechnet. Die entsprechenden Umkehrformeln sind bekanntlich

$$A = \sqrt{x^2 + y^2}$$

$$\varphi = \arctan (y/x).$$

Die Polarform eignet sich auch gut zur Darstellung von **Veränderungen** einer Komponente in Abhängigkeit von einem (Reiz-) Parameter. Abb. 9b zeigt für eine Versuchsperson die Veränderung der 16-Hz-Komponente bei Variation der Ortsfrequenz; es werden die gleichen Daten wie in Abb. 21 dargestellt.

3.5 Vektor-Mittelung von Frequenzkomponenten

Die Linearität der Fourier-Transformation läßt sich leicht aus ihrer Definition als Integral ableiten. Diese Linearität bezieht sich jedoch nur auf die Sinus/Cosinus-Darstellung²⁷. Um die Linearität zu erhalten muß dementsprechend beim Mitteln über Frequenzkomponenten die Darstellung als Projektionen verwendet werden, d. h. es muß **Vektoraddition** verwendet werden. Wenn also die i-te Komponente durch (x_i, y_i) gegeben ist, erhält man die mittlere Komponente durch

$$(X, Y) = ((\sum x_i/n), (\sum y_i/n)) \quad i = 1, n$$

mit einem Phasenwinkel von

$$\phi = \arctan (Y/X).$$

²⁷ Sowohl die RMS-Berechnung als auch der Arcustangens sind nicht-lineare Funktionen, die sich auch sehr schlecht durch lineare Funktionen approximieren lassen.

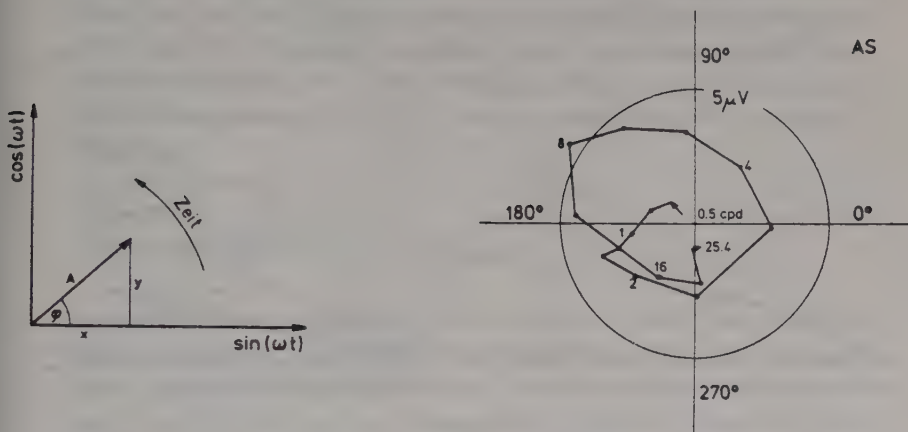


Abb. 9: a) Vektordarstellung spektraler Komponenten. In der Spektralzerlegung einer Funktion $f(t)$ gibt es zu jeder Frequenz ω eine Sinuskomponente $x \sin(\omega t)$ und eine Cosinuskomponente $y \cos(\omega t)$. Deren Amplituden x und y sind in der Abbildung gezeigt. Nach einem trigonometrischen Theorem ist die Summe dieser Komponenten wiederum eine Sinusfunktion $A \sin(\omega t + \varphi)$, die um den Winkel φ phasenverschoben ist, und die Amplitude $A = (x^2 + y^2)^{1/2}$ besitzt.

b) Darstellung der Daten aus Abb. 21 im Polardiagramm: 16-Hz-Komponente einer Versuchsperson bei Variation der Ortsfrequenz. Folgt man der Kurve gegen den Uhrzeigersinn, so entspricht das einer Veränderung der Ortsfrequenz von 0.5 bis 25.4 cpd.

3.6 Variabilität der Frequenzkomponenten

Die Darstellung mittels Achsenprojektionen (statt Amplituden und Phasen) gestattet es auch, auf einfache Weise ein Maß für die Variabilität von Frequenzkomponenten zu berechnen (s. Abb. 10).

s_x und s_y sollen die Standard Abweichungen von x_i und y_i bezeichnen:

$$s_x^2 = \frac{\sum (x_i - \bar{X})^2}{n-1}$$

$$s_y^2 = \frac{\sum (y_i - \bar{Y})^2}{n-1}$$

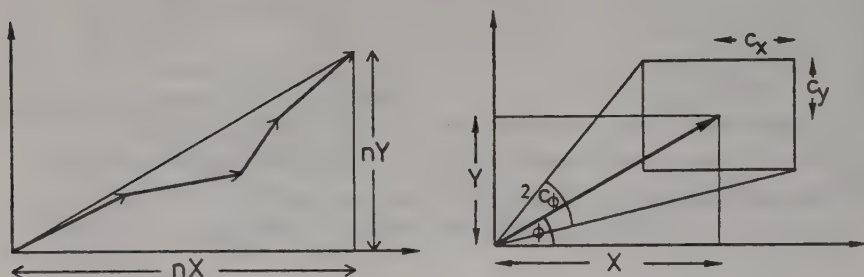


Abb. 10: a) Vektor-Mittelung spektraler Komponenten. b) Konfidenzintervall der mittleren spektralen Komponente. Bei der Mittelung der Projektionen x und y ergeben sich Konfidenzintervalle c_x und c_y , die sich zu einem Konfidenzrechteck kombinieren lassen.

Es läßt sich damit ein Abweichungsvektor $D = (s_x, s_y)$ definieren mit der Länge

$$\text{Länge}(D) = \sqrt{s_x^2 + s_y^2}$$

und dem Winkel

$$\text{Winkel}(D) = \arctan (s_y/s_x)$$

Die Variabilität der mittleren Achsenprojektionen $\bar{X}$ und $\bar{Y}$ nimmt bei zunehmender Anzahl n der Einzelkomponenten mit der Wurzel aus n ab, und die Standardabweichung der mittleren Achsenprojektion ist gegeben durch

$$s_{\bar{X}} = s_x / \sqrt{n} \quad s_{\bar{Y}} = s_y / \sqrt{n}$$

Bei konventionellem Mitteln ist zur Berechnung des Signal/Rausch-Abstandes (SRA) die Anzahl der Meßwiederholungen wichtig; er verbessert sich mit der Wurzel aus der Anzahl der Meßwiederholungen. Beim Signal/Rausch-Abstand gemittelter FFT-Ergebnisse entspricht dieser Anzahl die Anzahl n der Einzelkomponenten, die in die Mittelung eingehen; das ist also wieder die Zahl der Reizperioden. Sie steht in direktem Zusammenhang mit der Gesamtmeßzeit t :

$$n = t/T,$$

wobei T die Reizperiodenzeit bezeichnet.

Der gleiche SRA ergibt sich auch, wenn man die FFT nicht über einzelne Perioden der Länge T , sondern über gemittelte Signale berechnet, und dann FFT-Ergebnisse mittelt: Sei n_1 die Anzahl der Perioden, die gemittelt werden, und sei n_2 die Anzahl der Frequenzkomponenten, die gemittelt werden, sodaß also

$$n_1 \cdot n_2 = n$$

Der SRA durch reizsynchrones Mitteln verbessert sich mit $\sqrt{n_1}$, Mitteln spektraler Komponenten verbessert den SRA um $\sqrt{n_2}$; insgesamt verbessert sich der SRA demnach mit

$$\sqrt{n_1} \cdot \sqrt{n_2} = \sqrt{n}$$

Der Signal/Rausch-Abstand berechnet sich also auf die gleiche Weise beim Mitteln, bei Verwendung der FFT, oder einer Kombination der beiden Methoden.

Bei Verwendung der Fourier-Analyse spiegelt sich eine Verbesserung des Signal/Rausch-Abstandes auch in der Frequenzauflösung wieder; das ist die Bandbreite der Frequenzen des Originalsignals, die zu einer Frequenzkomponente beitragen. Die Frequenzauflösung ist gegeben durch

$$\Delta f = 1/T,$$

wobei T die Dauer ist, über die die FFT berechnet wurde.

Nach dem Zentralen Grenzwertsatz sind die mittleren Projektionen X und Y für genügend große n asymptotisch normalverteilt, sodaß sich Konfidenzintervalle c_X und c_Y angeben lassen, innerhalb derer 95% möglicher mittlerer Vektoren (X, Y) liegen.

$$c_X = \pm 1.96 \cdot s_X / \sqrt{n} \quad c_Y = \pm 1.96 \cdot s_Y / \sqrt{n}$$

Die mittleren Komponenten liegen also innerhalb eines Rechtecks der Kantenlängen $2c_X$ und $2c_Y$ mit dem Zentrum (X, Y) (s. Abb. 10 b). Das Konfidenzintervall c_A der Amplitude der mittleren Komponente ist auf jeden Fall kleiner als die Diagonale dieses Rechtecks:

$$c_A = \pm 1.96 \cdot \sqrt{s_X^2 + s_Y^2}$$

Wenn das Rechteck mit dem Ursprung des Koordinatensystems nicht überlappt, ist der mittlere Vektor demnach signifikant von Null verschieden. Wie aus der Abb. 10b ersichtlich, läßt sich in diesem Fall durch zwei Strahlen, die das Rechteck einschließen, ein Konfidenzintervall c_ϕ für den Phasenwinkel ϕ der mittleren Frequenzkomponente bestimmen. Dies läßt sich am leichtesten geometrisch aus Abb. 10b durchführen²⁸.

Geht man nicht von zwei eindimensionalen Gauss-Verteilungen aus, sondern von einer zweidimensionalen Gauss-Verteilung, so ergibt sich statt eines Konfidenzrechtecks eine Ellipse; das führt zu einem weniger konservativen Konfidenzintervall des Phasenwinkels.

²⁸Für sogenannte zirkuläre Verteilungen geben Batschelet (1965, S. 13) und Zar (1974, S. 313, 316) ein Maß s der Winkel-Standardabweichung ("circular standard deviation" oder "mean angular deviation") an

$$s = \sqrt{2(1-r)} \quad \text{mit} \\ r = (1/n) \sqrt{(\sum \cos \varphi_i)^2 + (\sum \sin \varphi_i)^2}$$

Dieses Maß sollte man hier aber nicht anwenden: Zirkuläre Variablen im dortigen Sinn sind Richtungsmaße, bei denen die Angabe einer Amplitude keinen Sinn ergibt. Da in unserem Fall zu jedem Phasenwinkel auch ein Amplitudenwert definiert ist, sollte man Phasenverteilungen nicht als zirkuläre Verteilungen betrachten. Eingehendere Besprechungen zirkulärer Verteilungen finden sich bei den beiden genannten Autoren. (Fortsetzung nächste Seite)

3.7 Skalar-Mittelung von Frequenzkomponenten

Eine alternative Möglichkeit, Frequenzkomponenten zu mitteln, besteht darin, eine mittlere Amplitude und mittlere Phase zu bestimmen, statt eines mittleren Vektors. Mit anderen Worten, wenn A_i die Amplitude der i -ten Frequenzkomponente darstellt, und φ_i den dazugehörigen Phasenwinkel, so lassen sich eine mittlere Amplitude A und eine mittlere Phase Φ definieren durch

$$A = \sum A_i / n \quad i = 1, n$$

$$\Phi = \sum \varphi_i / n \quad i = 1, n$$

Dies bezeichne ich als skalares Mitteln (im Unterschied zu vektoriellern Mitteln, das oben diskutiert wurde). Hier treten zwei Schwierigkeiten auf. Einmal ist das Bilden der Länge eines Vektors eine nicht-lineare Operation, die nun bei jeder einzelnen Komponente durchgeführt wird. Die mathematischen Eigenschaften der Mittelung sind deshalb weniger offensichtlich und die Vertauschbarkeit mit anderen linearen Operationen gilt nicht. Desweiteren ist die Phase wie gesagt keine reelle Variable sondern Zyklisch (sie läßt sich z. B. mittels Restklassen einer reellen Variablen definieren). Anschaulich gesprochen ist es mehrdeutig, welcher Wert eines Winkels in die Mittelung eingehen soll. Zur Illustration seien z. B. $\varphi_1 = 10^\circ$ und $\varphi_2 = 350^\circ$. Offensichtlich ist ein mittlerer Winkel von 0° sinnvoll, doch einfaches Mitteln der Werte ergäbe 180° . Das gewünschte Ergebnis läßt sich im Beispiel erzielen, indem 360° von 350° abgezogen werden, und dann gemittelt wird.

(Fortsetzung Fußnote 28)

Bei zirkulären Verteilungen berechnet man den mittleren Winkel wie bei der besprochenen vektoriellen Mittelung, aber ohne Gewichtung durch Amplituden:

$$\Phi = \arctan ((\sum \sin \varphi_i) / (\sum \cos \varphi_i)).$$

Damit haben wir ein drittes Konzept eines mittleren Winkels.

Allgemeiner läßt sich der mittlere Winkel dann als Maß der zentralen Tendenz einer Menge von Vektoren benutzen, wenn der kleinste Bereich gefunden wird, innerhalb dessen alle Winkel liegen (im Beispiel ist dies das Intervall von -10 bis $+10^\circ$), und dann alle Winkel in diesem Bereich ausgedrückt werden (indem 360° addiert oder subtrahiert werden). Man beachte, daß dies nicht damit gleichbedeutend ist, alle Winkel modulo 360° zu nehmen.

Wenn alle Phasenwinkel in einem kleinen Bereich liegen, führen vektoriell und skalar Mittel zum gleichen Ergebnis. Bei einem Winkelbereich von 90° und konstanter Amplitude unterscheiden sie sich durch weniger als 1° (Batschelet 1965, S. 15).

3.8 Phasenwinkel und Latenz; Verstetigung des Phasenverlaufs

Die zirkuläre Natur der Phase bei SSVEPs wird manchmal übersehen. Levi & Harwerth (1978) z. B. interpretieren Phasendrehungen über 360° , ohne eine spezielle Begründung dafür anzugeben, ob tatsächlich eine volle Phasenrotation stattgefunden hat. Während auf der einen Seite Phasenwerte überinterpretiert werden, wird auf der anderen Seite übervorsichtig behauptet, Phasenwerte stationärer VEPs hätten keinerlei Zusammenhang mit Latenzen bei transienten Potentialen. Als Begründung wird üblicherweise die Tatsache angegeben, daß das zugrunde liegende System stark nicht-linear ist. Nun ist zwar die Linearität des Systems eine hinreichende Bedingung, um eine Beziehung zwischen Phasen und Latenzen anzugeben, aber keine notwendige²⁹. In erster Näherung kann jedes nicht-lineare System durch ein lineares System approximiert werden (obgleich die lineare Näherung evt. nicht sinnvoll ist).

²⁹Bei einem linearen System sind Latenz und zeitliche Phase kongruent modulo 2π , also

$$\varphi = \tau \cdot f \cdot 2\pi \pm k \cdot 2\pi,$$

wobei φ den Phasenwinkel in Bogengrad, τ die Latenz in Sekunden, und f die Frequenz bezeichnen; k ist eine ganze Zahl. Um zu einem gegebenen Phasenwinkel die dazugehörige Latenz zu berechnen, muß man also eine gewisse Anzahl voller Drehungen addieren oder subtrahieren. Obgleich diese Anzahl zunächst nicht bekannt ist, kann sie oft abgeleitet werden, wenn weitere Information zur Verfügung steht.

Diamond (1977) gibt eine alternative Konversionsmethode an, welche die Steigung der Phasenabhängigkeit von der Reizfrequenz benutzt.

Ein tiefergehendes Argument legt ein Modell zugrunde, bei dem das VEP-System zusammengesetzt ist aus einem Totzeitglied, das die nervöse Leitung vom Auge zum Cortex modelliert, und einem nachgeschalteten schwingfähigen System, das etwa dem primären visuellen Cortex entsprechen könnte (z. B. Spekreijse et al. 1977). Unter Annahme dieses Modells kann man versuchen, die Zeit bis zur ersten wahrnehmbaren Reaktion im transienten VEP der Verzögerung des Totzeitglieds zuzuordnen. (Es sei angemerkt, daß diese Zuordnung auf große Schwierigkeiten stößt.) Die zeitliche Phase des stationären VEPs würde demgegenüber auch die Einschwingzeit des nachgeschalteten Systems widerspiegeln. Auch bei Zugrundelegung dieses Modells ist es sinnvoll, den SSVEP-Phasenwinkel in diese gesamte Latenzzeit umzuwandeln, solange die verschiedene Bedeutung der beiden Latenzzeiten im Auge behalten wird.

Bei der Untersuchung zeitlicher Aspekte der visuellen Verarbeitung werden transiente Potentiale oft den stationären vorgezogen, da sie den Vorzug besitzen, absolute Zeitangaben zuzulassen. Im Licht der Schwierigkeiten, die bisher gängige Modelle der Entstehung evozierter Potentiale jedoch aufweisen, scheint es mir naheliegender, beide Zeitmaße transiente Latenzzeiten und stationäre Phasenwinkel als zunächst komplementär anzusehen, und der empirischen Frage nachzugehen, welche Beziehungen zwischen ihnen bestehen.

Ogleich Phasenwinkel nur modulo 360° definiert sind, ist es möglich, relative Phasendrehungen zu zeigen, die größer als 360° sind. Moduliert (wobbelt) man nämlich eine weitere Variable kontinuierlich, so ist es sinnvoll anzunehmen, daß sich auch die Phase kontinuierlich ändert. Auch eine diskrete Änderung der Wobbelvariablen ist möglich; die Schrittweite muß dann genügend klein gewählt werden. Abbildung 11 illustriert das Vorgehen. Ausgehend von einem Punkt, dessen absolute Phase man willkürlich festlegt (z. B. im Bereich von 0° bis 360°), trägt man jeden weiteren Datenpunkt für den nächsten Wert der Wobbelvariablen so auf, daß er einen möglichst kleinen Abstand zum vorherigen Punkt aufweist (indem ggf. 360° addiert oder subtrahiert werden). Gibt es Punkte, bei denen der Phasenabstand zum vorigen Punkt so groß ist,

daß keine sichere Entscheidung möglich ist, muß die Messung mit kleinerer Schrittweite wiederholt werden. Dieses Verfahren der Minimierung von Phasen-Verlaufssprüngen bezeichne ich im folgenden als "Verstetigung".

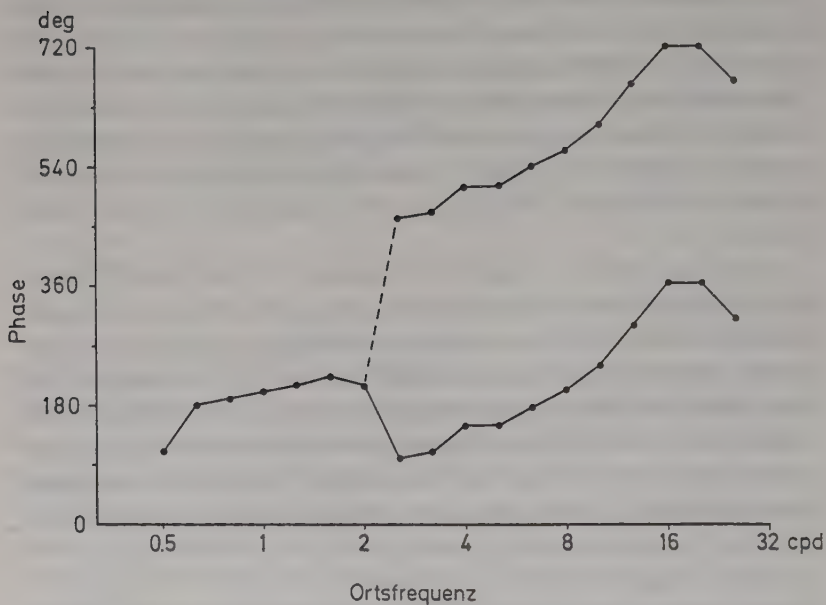


Abb. 11: Konstruktion des zeitlichen Phasengangs. Der zum ersten Datenpunkt gehörende Wert wird willkürlich dem Bereich $0-360^\circ$ zugeordnet. Für den jeweils folgenden Ortsfrequenzwert wird der Phasenwert - durch Addition oder Subtraktion von 360° - so bestimmt, daß der Abstand zum vorherigen minimal wird. Bei einem Sprung von 180° ist diese Wahl nicht entscheidbar. Aber auch bei kleineren Sprüngen gibt es eine Unsicherheit, da man eigentlich eine Minimierung nach angenommenen "wahren" Werten anstrebt, die aber durch Rauschen überlagert sind. Im Beispiel entsteht eine solche Unsicherheit bei 2 cpd: Es ist ein Sprung von -108° oder $+252^\circ$ möglich. Weitere Messungen zwischen 2.0 und 2.5 cpd können diese Wahl sicherer machen.

3.9 Zerlegung in Signal- und Rauschanteil

Es ist eine interessante (und unbeantwortete) Frage, in welcher Weise das EEG sinnvoll in Signal und Rauschen zerlegt werden kann. Als Signal gilt im vorliegenden Zusammenhang die durch die entsprechende Analyseverfahren gewonnene zeitliche Variable, bei der sich ein Zusammenhang mit der visuellen Reizung zeigen läßt. Eine Rauschvariable wird eingeführt, um Abweichungen von dem Zusammenhang Rechnung zu tragen. Üblicherweise nimmt man an, daß Signal und Rauschen unabhängig voneinander sind und daß sie sich additiv überlagern. Zwei Beobachtungen zeigen, daß damit nicht immer eine befriedigende Beschreibung möglich ist. Die sogenannte Alpha-Blockade zeigt, daß EEG-Hintergrundsaktivität durch Reizung vermindert werden kann. Desweiteren läßt sich die beim Wobbeln der Kontrastvariablen gefundene Rauschverminderung (s. 5.3.3) nicht mit einem unabhängigen additiven Modell beschreiben. Trotzdem lege ich ein solches Modell zugrunde und will einige theoretische Konsequenzen daraus diskutieren.

Ich nehme also an, daß die gefundenen SSVEP-Vektoren $(\mathbf{x}_i, \mathbf{y}_i)$ zusammengesetzt sind aus zugrundeliegenden Signalvektoren $\mathbf{s}_i$ und Rauschvektoren $\mathbf{r}_i = (\mathbf{x}_{ri}, \mathbf{y}_{ri})$. Weiterhin nehme ich an, daß die Rauschvektoren vom Signal statistisch unabhängig sind, und gleichverteilt sind. Aus der Kommutativität der Addition folgt, daß der mittlere Vektor $(\mathbf{X}, \mathbf{Y})$ die Summe eines Signalvektors $\mathbf{s}$ und eines Rauschvektors $\mathbf{r}$ ist

$$(\mathbf{X}, \mathbf{Y}) = \mathbf{s} + \mathbf{r}$$

mit

$$\mathbf{s} = \sum \mathbf{s}_i / n$$

$$\mathbf{r} = \sum \mathbf{r}_i / n$$

Da die Mittel der Rauschprojektionen $\mathbf{x}_{ri}$ und $\mathbf{y}_{ri}$ mit der Wurzel aus der Anzahl n der Meßwiederholungen abnehmen, nimmt auch die Amplitude des Rauschvektors $\mathbf{r}$ mit der Wurzel aus n ab.

3.10 Anwendung auf die Schätzung der Kontrastempfindlichkeit

Ein wesentlicher Teil dieser Arbeit beschäftigt sich mit der Schätzung der Kontrastempfindlichkeit mit Hilfe von SSVEPs. Es ist deshalb interessant, den im vorstehenden entwickelten Formalismus auf diese Frage anzuwenden.

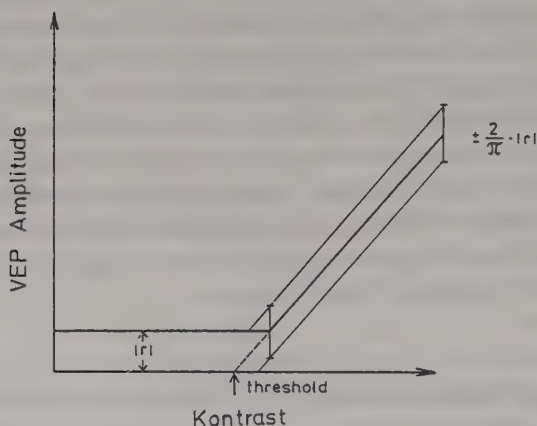


Abb. 12: Idealisierte Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude vom Reizkontrast. Bei niedrigem Kontrast mißt man nur (positives) Rauschen. Aus einem additiven Modell der Überlagerung von Signal und Rauschen ergibt sich eine Standardabweichung des überschwelligen Signals, die kleiner als das mittlere Rauschniveau ist (s. Text).

Ein typischer Verlauf der SSVEP-Amplitude bei Variation des Kontrasts ist in Abb. 12 gezeigt. Für hohe Kontrastwerte (bis 40%) erhält man Amplituden von einigen Mikrovolt. Mit abnehmendem Kontrast nimmt die Amplitude mehr oder weniger monoton ab. Ab einem bestimmten Kontrastwert, der noch oberhalb der Kontrastschwelle liegt, ist das Signal kleiner als das Rauschen, und die Amplituden-Kurve verläuft dann parallel zur Kontrast-Achse.

Die Kurve läßt sich betrachten als zusammengesetzt aus drei Teilen: Einem Ast für niedrige Kontraste unterhalb der Schwelle, einem Bereich in Schwellen-Nähe, und einem überschwelligen Bereich.

Für weit unterschwelligen Kontrast ist der Abstand der Parallele von der Kontrast-Achse gleich dem Rauschpegel, von dem ich schon zeigte, daß er mit der Wurzel aus der Anzahl der Meßwiederholungen abnimmt.

Betrachten wir als nächstes den mittleren Bereich der Kurve, in dem das Signal klein im Vergleich zum Rauschen ist. Sei s_r die Projektion des Signals auf den Rauschvektor r an einem Punkt, und s_p die dazu senkrechte Projektion. Die Amplitude A läßt sich dann zerlegen

$$A = \sqrt{(s_r + |r|)^2 + s_p^2}.$$

Da schon $|s|$ klein ist im Vergleich zu $|r|$, kann s_p^2 vernachlässigt werden, und die Gleichung wird

$$A = s_r + |r|$$

Nur die Projektion des Signals auf den Rauschvektor trägt also maßgeblich zur Gesamtamplitude bei. Abhängig von der zufälligen Richtung des Rauschvektors liegt die Gesamtamplitude etwas ober- oder unterhalb vom Rauschniveau. Die mittlere Abweichung vom Rauschniveau ist kleiner die Größe des Signals. In diesem Bereich wird die Charakteristik der Kurve also im wesentlichen vom Rauschen bestimmt.

Nun zum Bereich stark überschwelligen Kontraste, d. h. dem rechten Teil der Kurve in Abb. 12. Sei r_s die Projektion des Rauschvektors auf das Signal und r_p die dazu senkrechte Projektion. Die Amplitude läßt sich dann zerlegen durch

$$A = \sqrt{(|s| + r_s)^2 + r_p^2}$$

Da das Rauschen als klein gegenüber dem Signal angenommen wurde, läßt sich r_p^2 vernachlässigen, und die Gleichung vereinfacht sich zu

$$A = |s| + r_s$$

Es trägt also nur die Projektion des Rauschvektors auf das Signal zur gemessenen Amplitude bei. Mit anderen Worten: Die Variabilität der Amplitude bei überschwelligen Kontrasten ist nicht gleich der Rauschamplitude, sondern etwas kleiner, nämlich gleich deren mittlere Projektion auf das Signal; dies ist $(2/\pi) \cdot |r|$ bei zirkulär gleichverteiltem Rauschen³⁰.

3.11 Anwendung des Vektor-Modells auf synchrone Demodulation

Ein häufig verwendetes Verfahren zur Analyse stationärer VEPs ist die synchrone Demodulation (z. B. Tyler 1978, 1979, Regan in den meisten Arbeiten). Ich füge hier eine kurze Besprechung des Verfahrens wegen seiner engen Verwandtschaft zur Fourier-Analyse ein. Es lassen sich daran auch noch einmal gut die Interpretations-Möglichkeiten der zeitlichen Phase bei SSVEPs verdeutlichen.

Das Verfahren wurde von Fricker (1962) zur Analyse von EPs eingeführt. Die Bezeichnung als "synchrone Demodulation" wird in der VEP-Literatur nur von Nelson et al. (1984) benutzt; andere Autoren benutzen keinen eigenen Begriff. (Nelson übernahm die Bezeichnung aus der Applikations-Literatur von Herstellern signalverarbeitender integrierter Bausteine). Man benutzt ein analog aufgebautes dynamisches System, dessen beide Ausgangssignale $X(t)$ und $Y(t)$ durch

³⁰ Die Fläche einer Periode einer Sinusfunktion, geteilt durch den Winkel.

$$X(t) = \int_{t-T}^t I(t) \cdot \cos(\omega t) dt$$

$$Y(t) = \int_{t-T}^t I(t) \cdot \sin(\omega t) dt$$

bei einem Eingangssignal $I(t)$ angenähert beschrieben werden. Ein nachgeschaltetes "Quadraturglied" berechnet daraus eine Amplitude und Phase als

$$A(t) = \sqrt{X^2(t) + Y^2(t)} \quad \text{und}$$

$$\phi(t) = \arctan (Y(t)/X(t)).$$

Die Berechnung der Funktionen $X(t)$ und $Y(t)$ entspricht der Berechnung eines Koeffizienten-Paares (x, y) einer Fourier-Transformation in "Echtzeit". Während bei einer Fourier-Transformation die Integration über die gesamte Zeitachse geschieht, oder über ein festes Zeitfenster (bei sogenanntem "Windowing"), wird hier mithilfe eines gleitenden Zeitfensters laufend ein aktueller Wert $(X(t), Y(t))$ berechnet.

Das Vektormodell läßt sich unverändert auf diese Filter-Ausgangssignale anwenden, nur "bewegen" sich nun die Ergebnisvektoren $(X(t), Y(t))$ kontinuierlich im Verlauf der Messung.

Die Transformation des Eingangssignals zu den Ausgangssignalen $X(t)$ und $Y(t)$ wirkt wie ein Bandpaßfilter, bei dem neben einer bestimmten Frequenz des Signals auch eine bestimmte Phasenlage zum Passieren erforderlich ist. Ich bezeichne das deshalb auch als "phasenstarres Filtern". Das Nachschalten des Quadraturgliedes hebt die Phasenkoppelung wieder auf, eine beliebige Phasenlage wird mehr im X- oder mehr im Y-Kanal verarbeitet, hat aber keine Wirkung auf die Ausgangsamplitude.

Zur Realisierung eines synchronen Demodulationsfilters eignet sich z. B. ein Aufbau mit einem Generator, der zwei um 90° phasenverschobene Sinuswellen liefert, die in je einen Eingang zweier Multiplizierer gespeist werden. Das Eingangssignal wird in die beiden verbleibenden Multiplizierer-Eingänge gespeist. Zur Integration verwendet man zwei Tiefpaßfilter mit geeignet gewählter Eckfrequenz³¹.

Zur Durchführung eines solchen phasengekoppelten Verfahrens ist es notwendig, ein Referenzsignal zur Verfügung zu stellen, eine Referenzphase oder einen zeitlichen Bezugspunkt, auf den man das Signal beziehen möchte. Bei synchroner Demodulation geschieht dies durch den Sinus/Cosinus-Generator, bei einer Fourier-Transformation muß man einen Zeitpunkt als Beginn des zu transformierenden Intervalls auszeichnen. Am Referenzgenerator gibt es physikalisch einen Potentiometerknopf, an dem sich die Referenzphase verstellen läßt. Im Vektormodell entspricht dem ein **Drehen des Koordinatensystems um den Ursprung**.

3.12 Wahl einer Vorzugsphase

Die Wahl der Referenzphase ist zunächst beliebig. In manchen Fällen läßt sich aber durch eine geeignete Wahl die Darstellung der Ergebnisse vereinfachen. Stellt es sich nämlich heraus, daß unter bestimmten Umständen die Ergebnisvektoren alle ungefähr in der gleichen Richtung liegen, so können wir diese Richtung als Vorzugsphase auffassen, und das Koordinatensystem so drehen, daß sie auf eine Koordinaten-Achse zu liegen kommt. Bei synchroner Demodulation entspricht dem eine geeignete Stellung des Referenzphasen-

³¹ Ersetzt man den Sinus/Cosinus-Generator durch einen Rechteckgenerator, der zwei um 90° Grad phasenverschobene Rechteckfunktionen liefert, erhält man einen sogenannten "Lock-in amplifier". Dieser wirkt wie eine Parallelschaltung von phasenstarken Filtern, deren Mittenfrequenzen (f , $3f$, $5f$...) und Verstärkungsfaktoren (1 , $1/3$, $1/5$...) der Obertonreihe des Rechtecksignals entsprechen. Für eine weitere Diskussion s. Nelson et al. (1984).

Reglers. Das Signal wird dann hauptsächlich z. B. im X -Kanal verarbeitet, und wir können das Signal des Y -Kanals vernachlässigen. Auf diese Weise können wir von einer zweidimensionalen zu einer eindimensionalen Beschreibung zurückkehren, und haben bei der grafischen Darstellung eine Dimension frei, um die Abhängigkeit von einem anderen Parameter darzustellen.

Einen ähnlichen Gedanken haben Nelson et al. (1984), wenn sie vorschlagen, nicht zwei um 90° gegeneinander verschobene Kanäle ($X(t), Y(t)$) darzustellen, sondern vier um 45° gegeneinander verschobene. Mit anderen Worten: Es werden vier um 45° gedrehte feste Koordinatensysteme angenommen und jeweils die Projektionen des Signals auf eine Achse bestimmt. Zur Interpretation wird dann vor allem der Kanal betrachtet, in dem die meiste Signalenergie auftritt (Abb. 13).

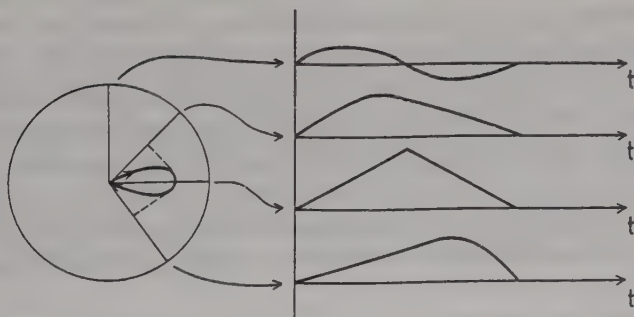


Abb. 13: Mehrkanalige phasenstarke Ableitung nach einem Vorschlag von Nelson et al. (1984). Links im Bild ist die Trajektorie eines Signals in der komplexen Ebene gezeigt (s. Abb. 9b). Rechts sind vier Projektionen des Signals gezeigt, wobei die Projektionsrichtungen sich um je 45° unterscheiden.

3.13 Anwendung auf Variation des Kontrasts

Geht man von Amplituden- und Phasendaten einer Fourier-Analyse aus, so ist es nach dem Gesagten sinnvoll, die Projektionen x und y zu verwenden, wenn man das Koordinatensystem vorher entsprechend rotiert. Anders gesagt: Man berechnet eine Vorzugsphase, z. B. den Winkel des mittleren Vektors für einen Datensatz, und berechnet dann die Projektionen der einzelnen Datenvektoren auf diesen mittleren Vektor, sowie auf die dazu senkrechte Richtung.

Um dies zu verdeutlichen, möchte ich es noch einmal an der Darstellung der Kontrastabhängigkeit des SSVEP illustrieren. Wie sich bei der Besprechung der Daten zeigen wird, ist die Phase des SSVEP bei überschwelligem Kontrast bei manchen Versuchspersonen nur wenig vom Kontrast abhängig. Es ist dann sinnvoll, einen mittleren Vektor für überschwelligen Kontrast zu berechnen (Gesamtmittel), und das Koordinatensystem so zu drehen, daß dieser in Richtung der y -Achse zeigt (s. Abb. 14). In der Abbildung ist die Abhängigkeit vom Kontrast in einer dritten, in das Papier hineinragenden Richtung, aufgetragen. Die einzelnen VEP-Werte sind gezeichnet als aus Signal- und Rauschvektor zusammengesetzt (s. 3.9); dabei wird vom Signalvektor angenommen, daß er in Richtung des Gesamtmittels zeigt, also nach oben. Das Rauschen ist als zirkulär gleichverteilt angenommen. Die Ergebnisse liegen also in einem kreisförmigen Schlauch um das angenommen "wahre" Signal.

Man beachte, daß im Unterschied zu Abbildung 12 die vertikale Achse nicht die Amplitude darstellt. Die VEP-Amplitude ist durch die Länge der Vektoren gegeben (ein Beispiel-Vektor ist eingezeichnet). Ein Amplitudenverlauf wie in Abb. 12 kann aus dieser Abbildung gewonnen werden, indem alle Vektoren nach oben gedreht werden.

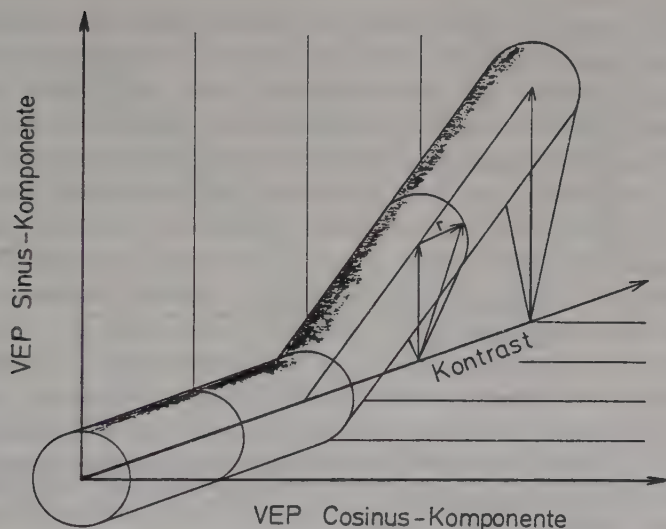


Abb. 14: Vektorielle Darstellung der Abhängigkeit des SSVEP vom Reizkontrast. Die horizontale und vertikale Achse spannen die komplexe Ebene der FFT-Ergebnisse auf. Die Kontrast-Achse zeigt vom Betrachter fort. Die komplexe Ebene wurde so um die Kontrast-Achse gedreht, daß der mittlere Phasenwinkel für überschwellige VEP-Werte nach oben zeigt. Die Rauschvektoren liegen in einem Schlauch um die Signalkurve. Die Ergebnisvektoren (Signal + Rauschen) zeigen nicht genau nach oben, sondern liegen innerhalb eines V-förmigen Bereichs. Ein Beispielvektor ist gezeigt. Man beachte, daß im Unterschied zu Abb. 10 die vertikale Achse nicht die Amplitude darstellt. Die VEP-Amplitude ist durch die **Länge** der Vektoren dargestellt. Ein Amplituden-Verlauf wie in Abb. 10 läßt sich hieraus gewinnen, indem man alle Ergebnisvektoren nach oben rotiert.

Betrachtet man nun nurmehr die Projektionen in Richtung der Vorzugsphase (d. h. die vertikalen Komponenten in Abb. 14), so erhält man Abb. 15. Im überschwelligen Bereich unterscheidet sie sich nicht von Abb. 12. Ein Unterschied ergibt sich nur im schwelennahen und unterschwelligen Bereich. Das Rauschen ist nämlich nicht mehr nur positiv, sondern liegt symmetrisch um die Null-Linie. Außerdem ist es im Mittel kleiner, da nur noch die Projektionen sichtbar sind.

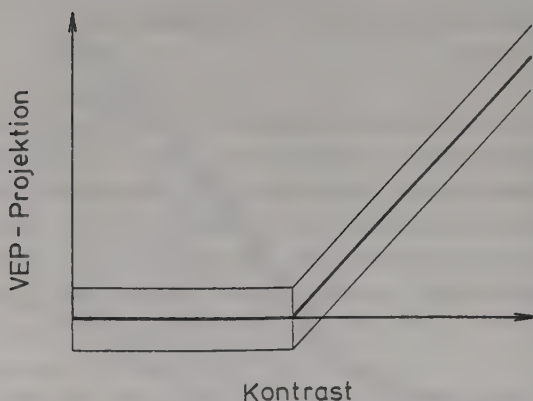


Abb. 15: Abhängigkeit des SSVEP vom Reizkontrast bei phasenstarrer Ableitung mit einer Meßphase gleich der Vorzugsphase des VEP. Man beachte, daß hier das Rauschen sowohl positive als auch negative Werte annimmt. Das Signal ist immer positiv, da die Meßphase entsprechend gewählt wurde.

Insbesondere im schwelennahen Bereich wird sich also eine Verbesserung des Signal/Rausch-Verhältnisses ergeben. Das sollte dazu führen, daß sich die VEP-Kontrastschwelle zuverlässiger bestimmen läßt. Dabei ist natürlich vorausgesetzt, daß die Phase des Signals im Schwellenbereich sich nicht stark von der überschwelligen Phase unterscheidet. Ist die Phase aber im Schwellenbereich systematisch um einen gewissen Betrag gedreht, so ergibt sich durch die Projektion "in die falsche Richtung" eine Unterschätzung des Signals. Die Regressionsgerade wird dadurch steiler, und schneidet die Kontrast-Achse bei etwas höheren Kontrastwerten. Die geschätzte Kontrastempfindlichkeit ist also dann niedriger. Bei 60° Phasendrehung zwischen schwelennahem und überschwelligem Signal ergibt sich eine Unterschätzung der Kontrastempfindlichkeit um ca. 0.5 log Einheiten.

Die Annahme, daß bei überschwelligem Kontrast die Phase vom Kontrast unabhängig sei, trifft, wie ich später noch zeigen werde, oft nicht zu. Eine Variation von etwa 60° scheint typisch zu sein. Eine Verfeinerung des Verfahrens bestünde darin, nicht die Projektion auf die vertikale Ebene zu berechnen (d. h. auf das feste Gesamtittel), sondern auf eine spiralförmige Fläche, wobei die Drehung dieser Fläche einem angenommenen "wahren" Phasenverlauf entspräche. Dazu würde man z. B. den Verlauf der Phase im Bereich von 10% bis 40% Kontrast betrachten und durch eine geeignete Funktion annähern. Durch Extrapolieren dieser Funktion erhält man auch einen Phasenwert des Signals bei verschwindendem Kontrast. Dann berechnet man für jeden Kontrastwert die Projektion auf diese hypothetische wahre Phasenlage. Durch ein solches relativ aufwendiges Verfahren erhält man den Vorteil des größeren Signal/Rauschabstandes (zuverlässigere Schwellenbestimmung), ohne den vorher beschriebenen Nachteil der Unterschätzung der Kontrastempfindlichkeit.

3.14 Zur Verwendung der Begriffe bei Auswerteverfahren

Zur Auswertung stationärer evozierter Potentiale wurden verschiedene Auswerteverfahren eingesetzt. Z. B. verwendeten Campbell & Maffei (1970) konventionelles analoges Bandpaßfiltern, Fiorentini et al. (1983), Petrig (1980) und andere verwendeten Fourier-Analyse gemittelter Daten, Tyler (z. B. 1978), Regan (in den meisten Arbeiten) und andere bevorzugten schmalbandiges Filtern auf der Basis von synchroner Demodulation.

Unglücklicherweise werden die Begriffe zur Bezeichnung der Verfahren in der Literatur uneinheitlich benutzt. Verschiedene Autoren benutzen den gleichen Begriff zur Bezeichnung verschiedener Verfahren, und verschiedene Begriffe zur Bezeichnung des gleichen Verfahrens. So spricht z. B. Regan wiederholt von Fourier-Analyse, obgleich seine Methode klarer als schmalbandiges Filtern gekennzeichnet wäre. Sein "Fourier-Analysator" besteht einmal aus einem modifizierten Tonabnehmer eines Plattenspielers (1977d) (?!?!), und dann aus

einem analogen Aufbau mit Multiplizierern und Filtern (1975a)³². Zur Vervollständigung der Verwirrung wird von Herstellern die Verwendung von Spektralanalysatoren und "Lock-in-Verstärkern" empfohlen.

Die nachlässige Verwendung der Begriffe rührt daher, daß die Verfahren eng miteinander verwandt sind. Doch gerade deshalb wäre es gut, eine einheitliche Terminologie zu verwenden. Sie ist eigentlich durch die Nachrichtentechnik (engl. theory of signal processing) vorgegeben.

³² In Regans Arbeiten finden sich sehr viele solcher irreführenden Aussagen. "Fourier analysis is appropriate with rapidly repetitive stimulation, whereas averaging is appropriate for transient EPs." (1977a). Das macht in dieser Form keinen Sinn, weil die beiden Verfahren unterschiedliche Aussagen zulassen, und sich, wie diskutiert, kombinieren lassen. Regan gibt wiederholt eine Bandbreite seines Filters von 0.001 Hz an (1972, 1977a, S. 111, 1977d, S. 1476). Ein solcher Filter hätte eine Einschwingzeit von ca. 1000 s, also 15 min, und wäre für das angestrebte "online tracking" sicher ungeeignet. An manchen Stellen wird klar: Regan meint natürlich, daß man einen Filter mithilfe synchroner Demodulation auf einfache Weise derartig schmalbandig konstruieren kann. Ein "device based on a bank of narrow band filters" (1977a, 1977d) bezeichnet man m. E. besser nicht als "Fourier-Analysator" sondern neutraler als "Spektralanalysator"; dies ist auch die Bezeichnung unter der Hersteller entsprechende Geräte anbieten. Die mathematische Operation der Fourier-Transformation hat nämlich etwas andere Eigenschaften. So ist sie z. B. nicht an feste Filterfrequenzen gebunden, wie das bei einer Filterbank der Fall ist (1977a, S. 114). Eine weitere irreführende Aussage ist, Spektralanalyse arbeite schneller als Averagen (1977a, S. 113); die Analysegeschwindigkeit hängt von der gewünschten Frequenzauflösung ab. Der Signal/Rausch-Abstand einer Spektralanalyse ist auch nicht besser als der eines Averagers (1977a, S. 113); er hängt von der Dauer des analysierten Signals ab (s. die vorhergehende Diskussion). Natürlich ist der SRA bei Spektralanalyse besser, wenn man zum Vergleich Spitzen-Spitzen-Auswertung des gemittelten Signals heranzieht, da dann die höheren Harmonischen das Resultat beeinflussen. Da Spitzen-Spitzen-Auswertung das bisher übliche Verfahren darstellt, mag der Vergleich einleuchten, er ist aber eigentlich unsinnig. Noch eine Behauptung: Signalanteile, die nicht exakt phasenstarr zum Reiz gekoppelt seien, würden von Filterbänken nicht aufgefangen (1977a, S. 114). Das Maß in dem sie das Ausgangssignal beeinflussen hängt doch offensichtlich von der Bandbreite ab. Filterbänke lieferten keine Information über die zeitliche Phase (1977a, S. 114); das hängt von der Konstruktion der Filterbank ab, usw.

Da Regan sich außerdem regelmäßig selbst falsch zitiert, ist es recht schwierig herauszubekommen, in welchem seiner Artikel Daten oder Methoden genau beschrieben werden. Eine genauere Beschreibung seiner Filtermethode findet sich in (1975).

Die Weise, in der ich Auswerteverfahren bezeichne, ist aus den vorhergehenden Abschnitten ersichtlich. Hier noch einmal zusammenfassend die Unterschiede. Unter einem "Filter" verstehe ich ein dynamisches System, das ein **zeitliches** Eingangssignal in ein **zeitliches** Ausgangssignal überführt, wobei die Übertragungseigenschaften im Frequenzbereich gekennzeichnet sind. Die "Fourier-Transformation" dagegen überführt ein **zeitliches** Signal in eine Beschreibung im **Frequenzbereich**. Die "schnelle Fourier-Transformation (FFT)" ist ein besonders effizienter Algorithmus zur Berechnung eines digitalen Analogons dazu. Den Unterschied zur Fourier-Reihe, sowie Probleme endlicher Integrationsfenster lasse ich unberücksichtigt. Unter "Fourier-Analyse" verstehe ich Analyseverfahren, bei denen eine Fourier-Transformation tatsächlich durchgeführt wird. Den Ausdruck "Fourier-Analysator" vermeide ich, da ich damit keine klare Bedeutung verbinde. Unter einer Spektral-Analyse verstehe die Beschreibung eines Signals im Frequenzbereich. Dies muß nicht mit Hilfe einer Fourier-Transformation geschehen; die von Herstellern unter der Bezeichnung "Spektral-Analysator" angebotenen Geräte enthalten üblicherweise einen Satz schmalbandiger Bandpaßfilter und eine Anzeigeeinheit. Die Mittenfrequenzen der Filter liegen dabei eng beieinander, so daß sich die einzelnen Bandpaß-Kennlinien an den Eckfrequenzen überschneiden (ein typischer Abstand ist $1/3$ Oktave). Unter "synchroner Demodulation" verstehe ich ein Filterverfahren, das einzelne Koeffizienten der Fourier-Transformation als Funktion der Zeit berechnet. Bei "phasenstarrem Filtern" spielt für das Maß, in dem ein Signal übertragen wird, neben seinen konstituierenden Frequenzen auch deren Phasenlage eine Rolle. Alle Verfahren können analog oder digital realisiert sein.

3.15 Entsprechungen zwischen Auswertemethoden: Schmalbandfiltern, Fourier-Analyse und synchrone Demodulation

Die Entsprechungen zwischen den Verfahren werden noch deutlicher, wenn man sie in phasen-sensitive (phasenstarre) und phasen-insensitive Methoden einteilt. Bei einem analogen, aus Tiefpaß und Hochpaß zusammengestelltem, Filter z. B. spielt es für die Übertragung eines Sinussignals keine Rolle, mit welcher Phasenlage es eingespeist wird. Betrachtet man das Leistungsspektrum eines Signals, d. h. betrachtet nur das Quadrat der Amplitude nach einer Fourier-Analyse und vernachlässigt den Phasengang, so benutzt man ebenfalls eine phasen-insensitive Methode.

Betrachtet man dagegen bei einer Fourier-Transformation die Achsenprojektionen x und y (s. 3.4), oder die Filter-Ausgangsfunktionen $X(t)$ und $Y(t)$ bei synchroner Demodulation, so spielt für das Maß der Übertragung die Phasenlage des Signals eine Rolle. Dies ist keine alles-oder-nichts-Entscheidung (wie der Ausdruck "phasenstarres Filtern" nahelegen könnte); das Maß der Übertragung hängt vom Cosinus des Differenzwinkels zwischen Signal und Referenzsignal ab: Optimale Übertragung bei 0° , vollständige Unterdrückung bei 90° .

Innerhalb der gleichen Gruppe liefern die Verfahren bei gleicher Bandbreite das gleiche Ergebnis, d. h. das gleiche Ausgangssignal und den gleichen Signal/Rausch-Abstand. So hat z. B. das Ausgangssignal eines analogen Bandpasses mit der Mittenfrequenz f und der Bandbreite Δf die gleiche Amplitude wie die Frequenzkomponente bei f einer Fourier-Analyse mit der Frequenzauflösung Δf . (Allerdings verursachen die meisten analogen Filter frequenzabhängige Phasendrehungen, die wiederum mit Allpässen korrigierbar sind.)

Der Signal/Rausch-Abstand ist bei einem phasen-sensitiven Verfahren besser als bei einem phasen-insensitiven, da auftretendes Rauschen stärker unterdrückt wird: Es muß neben der "richtigen" Frequenz auch zufällig die "richtige" Phasenlage aufweisen, um einen entsprechenden Filter zu passieren. Die höhere Rauschunterdrückung wird erreicht, indem zusätzliche Information über das Signal zugrundegelegt wird: Es wird apriori angenommen, daß es eine bestimmte Phasenlage besitzt. Ist die Annahme falsch (d. h. ändert das Signal während der Messung seine Phase), so verliert das Verfahren seine Wirksamkeit als Signalfilter; es wird dann neben dem Rauschen auch das Signal unterdrückt.

Diese Vor-Information über die angenommene Phasenlage muß man bei einer phasen-sensitiven Messung in Form eines Referenzsignals zur Verfügung stellen, man braucht also eine Referenzphase oder einen zeitlichen Bezugspunkt, auf den man das Signal beziehen möchte. Bei synchroner Modulation oder einem Lock-in-Verstärker geschieht das mit einem Referenzgenerator, bei einer Fourier-Analyse durch Auszeichnen eines Zeitpunktes im Signal.

Teil II

Untersuchung stationärer VEPs

bei Reizung mit Sinusgittern

Im Mittelpunkt der Ergebnisse stehen die Abhängigkeiten des VEPs von den Grundparametern Ortsfrequenz und Kontrast der Gitterreize. Diese Untersuchungen wurden an einer größeren Versuchspersonengruppe durchgeführt. Zur Beschreibung des VEPs werden als Kennwerte Amplitude und Phase der größten Frequenzkomponente nach einer Fourier-Analyse benutzt; dies ist die Komponente bei der Frequenz, mit der der Kontrast des Reizmusters umkehrt (d. h. dunkle und helle Balken vertauscht werden). Die Abhängigkeit der Amplitude von der Ortsfrequenz zeigt einen zweigipfligen Verlauf mit einem tiefen Einschnitt bei mittleren Ortsfrequenzen. Der Einschnitt liegt damit im Bereich höchster Kontrastempfindlichkeit. Bei niedrigem Kontrast verschwindet dieser Einschnitt. Die Verlaufseigenschaften lassen sich gut als Potentialebene über den Variablen Ortsfrequenz und Kontrast in einer 3-dimensionalen Darstellung zusammenfassen (s. Abbn. 34 - 43). In diesen Bildern besitzt auch die Bestimmung der Kontrastempfindlichkeits-Funktion mittels der Regressionsmethode (VEP-CSF) eine einfache Interpretation. Es folgen Vergleiche mit den Kontrastempfindlichkeits-Funktionen der jeweils gleichen Versuchsperson. Aus dem Verlauf des VEPs an der Schwelle ist von vielen Autoren auf den überschwelligen Verlauf der Amplitude geschlossen worden. Dabei sind implizit eine Reihe von Annahmen unterstellt worden, die, wie die hier gezeigten Ergebnisse zeigen, nicht zutreffen. Abb. 52 zeigt zur Illustration einen hypothetischen Verlauf, bei dem diese Annahmen erfüllt wären.

Es folgt eine eingehende Darstellung des Verlaufs der zeitlichen Phase bei Variation von Ortsfrequenz und Kontrast. Diese Ergebnisse lassen sich wiederum in einer 3-dimensionalen Darstellung gut zusammenfassen. Im Bereich des Amplituden-Einschnitts zeigt der Phasenverlauf oft Sprungstellen oder Abweichungen von der Monotonie. Der Verlauf der Phase läßt sich nicht über den ganzen Bereich durch eine einzige lineare Funktion beschreiben; es läßt sich aber bei jeder Versuchsperson eine Einteilung der Ortsfrequenz-Kon-

trast-Ebene in vier Quadranten angeben, so daß innerhalb eines Quadranten der Phasenverlauf gut linear (d. h. durch eine schräge Ebene) angenähert werden kann.

Die in Kapitel 3 theoretisch besprochene Verwendung einer phasenstarren Auswertung zur Bestimmung einer VEP-CSF wird mit den vorhandenen Daten durchgeführt. Dabei bestätigt sich die theoretisch vorhergesagte Verbesserung des Signal/Rausch-Verhältnisses, was insbesondere an den Bereichsgrenzen von Bedeutung ist. Gleichzeitig zeigt sich aber, daß die Abhängigkeit der Phase vom Kontrast zu der erwarteten unerwünschten Unterschätzung der Kontrastempfindlichkeit führt.

Zeitliche Phasen lassen sich möglicherweise als Maß für Verzögerungen bei der Kodierung visueller Information verstehen. Ein entsprechendes Maß auf der Verhaltensebene stellen Reaktionszeiten bei kurzzeitiger Darbietung von Sinusgittern dar. Deshalb werden Veränderungen der Reaktionszeiten bei Variation der Ortsfrequenz mit den entsprechenden Phasenveränderungen bei der jeweils gleichen Versuchsperson verglichen. Der Vergleich bezieht sich auf die generelle Tendenz und auf die Frage, ob sich Entsprechungen bei individuellen Verlaufseigenschaften finden.

Lassen evozierte Potentiale Rückschlüsse auf die Wirkungsweise des zugrundeliegenden neuronalen Apparats zu? EPs sind sehr unspezifische Maße, da sie durch Summation der Ströme einer extrem großen Zahl von Neuronen entstehen. Wenn im folgenden von "Mechanismen" gesprochen wird, die zur Entstehung des stationären VEPs beitragen, sollte dieser große Abstand der Meßebenen im Auge behalten werden. Besser gesicherte Beziehungen zwischen stationären VEPs und neuronaler Tätigkeit lassen Verfahren wie die Stromdichte-Methode erwarten, die auf einem dazwischen liegenden Summationsniveau ansetzen (Mitzdorf 1985).

Kapitel 4

Methodische Details

Die verwendeten Methoden wurden grundsätzlich im Zusammenhang mit dem Meßsystem im vorhergehenden Teil dieser Arbeit dargestellt. Hier nun zusammenfassend die methodischen Details, die sich auf die vorgestellten Messungen beziehen.

4.1 Reize

Zur Reizung wurden alternierende Sinusgitter mit variabler Ortsfrequenz und variablem Kontrast verwendet. Die Ortsfrequenz-Werte lagen im Bereich von 0.5 cpd und 25.4 cpd; der Kontrast variierte von 0% bis 40%. Beide Skalen waren logarithmisch geteilt, der Ortsfrequenz-Bereich war in 18 Reize geteilt, und der Kontrastbereich in 7. Beim Wobbeln wurde die Ortsfrequenz bei konstantem Kontrast variiert (bis auf einige Messungen, die in 5.3 besprochen werden). Der Ortsfrequenz-Bereich wurde 6 mal "durchfahren", abwechselnd auf- und absteigend. Jeder Reiz wurde 3 s dargeboten, wobei während 2 s aufgezeichnet wurde, sodaß sich eine Netto-Darbietungsdauer von 12 s pro Reiz ergab. Bei der verwendeten Reizperiode von 125 ms (= 8 Hz) entspricht das $8 \times 12 = 96$ Durchgängen eines Averagers. Die 2-Sekunden-Darbietungen bezeichne ich im folgenden als "Trials". Zwischen den Reizen lag 1 s Pause. Bei 18 Reizen dauerte also eine Messung $18 \times 6 \times 4 \text{ s} = 7.2 \text{ min}$. Danach wurde eine Pause eingelegt. Während einer Sitzung wurde die Messung für jeden Reizsatz mindestens einmal wiederholt; die Reihenfolge war balanciert. Es wurden bis zu 7 Reizsätze verwendet. Das ergab eine Meßdauer von maximal $7 \times 2 \times 7.2 \text{ min} = 100 \text{ min}$, plus Pausen.

Der Beobachtungsabstand betrug 128 cm, sodaß sich ein Blickwinkel von 5° ergab. Die zeitliche Modulation war sinusförmig mit einer Frequenz von 8 Hz; d. h. 16 Umkehrungen/s. Als Sichtgerät diente ein HP-1304A mit einer mittleren Leuchtdichte von 8 cd/m^2 und ein HP-1310A mit 17 cd/m^2 .

4.2 Elektroden

Über die günstigste Elektrodenposition bei einkanaliger Aufzeichnung besteht in der Literatur keine Einigkeit. Gebräuchlich sind (1) die hier gewählte Anordnung mit der Meßelektrode 2 cm über dem Inion und der Referenzelektrode oberhalb der Stirn, 33% auf der Strecke Nasion-Inion vom Nasion entfernt (z. B. Julesz, Kropfl & Petrig 1980), und (2) eine Anordnung mit der Meßelektrode 3 cm über dem Inion, und der Referenzelektrode 3 cm lateral davon (z. B. Harter & White 1970, Jeffreys & Axford 1972). Norcia & Tyler (mündliche Information) geben höheren Signal/Rauschabstand für die zweite Anordnung an. Die erste Anordnung hat den Vorteil, daß (a) beide Elektroden auf der Mittellinie liegen, und so beide Augen gleich behandelt werden, und (b) aufgrund der niedrigen elektrischen Aktivität im Bereich der Referenzelektrode (s. dazu die Potentialkarten von Lehmann & Skrandies 1979) die Ergebnisse einer unipolaren Anordnung ähneln. Eine Erd-Elektrode am Ohr befestigt.

Es wurden Grass-"gold-cup"-Elektroden verwendet. Ich entfernte die an diesen Elektroden angebrachten unabgeschirmten Anschlußleitungen und fertigte stattdessen einen Elektrodensatz mit abgeschirmtem zweiadrigem Kabel an. Der Störeinfluß elektrostatischer Felder wird dadurch erheblich eingeschränkt. Als Kabelmaterial eignet sich sogenannte abgeschirmte Tonarmlitze, wie sie innerhalb von Plattenspieler-Tonarmen verwendet wird. Sie hat einen Durchmesser von 2 mm, ein Gewicht von nur 1.6 g/m und ist besonders flexibel. Abbildung 16 zeigt das Schaltbild des Elektrodensatzes.

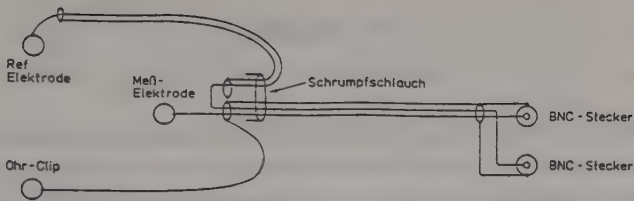


Abb. 16: Schaltbild des Elektrodensatzes. Durch die parallele Führung der Signalleitungen wirken Störfelder auf beide Leitungen gleichartig, so daß sich deren Störeinflüsse bei differentieller Verstärkung aufheben. Die Abschirmung schirmt zusätzlich gegen elektrostatische Felder ab; sie ist bis ganz an die Meßelektroden herangeführt und galvanisch mit der Ohrelektrode verbunden.

4.3 Auswertung

Die Auswertung wurde nach Abschluß einer Sitzung durchgeführt. Das EEG wurde für jedes Trial reizsynchron gemittelt und Fourier-transformiert. Dann wurde über Trials mit gleichen Reizparametern entweder vektoriell (Programm EPFFT1) oder skalar (Programm EPFFT2) gemittelt (s. 3.5, 3.7). Die in den Abbildungen teilweise gezeigten Standardabweichungen stammen von skalarer Mittelung. (Standardabweichungen aus vektorieller Mittelung wären wünschenswert gewesen, s. Abschnitte 3.6, ein entsprechendes Auswerteprogramm hatte ich aber nicht erstellt.) Die Phasendaten wurden entsprechend Abschnitt 3.8 mit stetigem Verlauf dargestellt (s. Abb. 11). Zur grafischen Darstellung wurden die Daten in ein CP/M-System eingegeben. Die 3D-Darstellungen (5.2 & 5.8) wurden (oh Scham und Schande) auf einer Cyber erstellt³³.

³³ Hier sei Bernhard Treutwein für seine Hilfe gedankt.

4.4 Rauschen

Aufgrund der Beobachtung, daß bei VEP-Amplitudenmessungen die Signal/-Rausch-Abstände (SNR) zwischen Vpn weniger stark variieren als VEP-Amplituden, geben viele Autoren SNRs als Ergebnis an. Ich habe es vorgezogen, Amplituden und Rauschwerte getrennt anzugeben, um auch einen Überblick über die absoluten Schwankungen zu gewinnen. Pro Sweep wurde deshalb ein Rauschwert bestimmt. Dazu wurde bei je einem Trial entweder mit geschlossenen Augen aufgezeichnet, oder mit dem Blick auf eine weiße Wand (das ergab praktisch gleiche Ergebnisse). Die Rauschwerte sind in den Abbildungen links als einzelner Punkt eingezeichnet. Im allgemeinen lagen die Werte um 1 μ V. Skalares Mitteln ergibt höhere Werte als vektorielles Mitteln, da sich Richtungs-verschiedene Werte nicht aufheben.

4.5 Versuchspersonen

Es wurden hauptsächlich weibliche Versuchspersonen untersucht. Einige vorbereitende Messungen an männlichen Vpn hatten die Sicht von Dustman et al. (1977) bestätigt, nach der VEPs bei männlichen Versuchspersonen niedrigere Amplituden besitzen (möglicherweise aufgrund der dickeren Schädelkalotte), und ich befürchtete, daß sie deshalb weniger zuverlässig zu erfassen sein könnten. Die gemessenen VEPs bei männlichen Vpn zeigten grundsätzlich die gleichen Eigenschaften wie die der weiblichen, werden hier aber nicht vorgestellt. Das Alter der Vpn lag zwischen 19 und 26 Jahren. Alle Vpn waren normalsichtig oder optisch voll korrigiert.

Kapitel 5

Ergebnisse

5.1 Abhängigkeit der Amplitude von der Ortsfrequenz (SFC)

5.1.1 Zu den Begriffen Ortsfrequenzgang, Modulations- Übertragungsfunktion und Kontrastempfindlichkeit

Da die Begriffe "Kontrastempfindlichkeits-Funktion" ($\rightarrow$ CSF) und "Modulationsübertragungs-Funktion" ($\rightarrow$ MTF) in der Literatur nicht einheitlich verwendet werden, möchte ich zunächst meine Verwendung dieser Begriffe klarlegen. Der Begriff der MTF stammt aus der optischen Informationstheorie (s. z. B. Röhler 1967) und stellt ein Äquivalent im Ortsbereich zum systemtheoretischen Begriff der Übertragungsfunktion (engl. transfer function) dar. Bei einem linearen System gestattet die Kenntnis der MTF weitreichende Schlussfolgerungen, so läßt sich z. B. das Abbild eines (optischen) Objekts aus der MTF berechnen.

Verallgemeinert wurde der Begriff der MTF auch auf die Abhängigkeit der VEP-Amplitude von der Ortsfrequenz bei Sinusgitter-Reizung angewendet (z. B. Regan 1980). Ich halte diesen Versuch der Verallgemeinerung für irreführend. Bei der herkömmlichen Verwendung des Begriffs der MTF ist nämlich nicht nur die Beschreibung der Amplitudenübertragung gemeint, sondern auch die der örtlichen Phase (obgleich die Ergebnisse zur Phase leider meist übergangen werden). Nun ist aber das VEP-Signal im Zeitbereich definiert, eine örtliche Phase gibt es nicht. Anders gesagt: Die MTF bildet die örtliche Fouriertransformierte des Eingangssignals auf die örtliche Fouriertransformierte des Ausgangssignals ab. Die FourierTransformation zur Bestimmung des SSVEPs ist aber im Zeitbereich berechnet worden (s. auch im Glossar).

Ich schlage aus diesem Grund zur Bezeichnung der Abhängigkeit der VEP-Amplitude und zeitlichen Phase von der Ortsfrequenz die Bezeichnung "Ortsfrequenzgang" (engl. "spatial frequency characteristic", "SFC") vor, in Analogie zum Begriff "Frequenzgang" im Zeitbereich.

Als "Kontrastempfindlichkeit" bezeichnet man das Inverse des psychophysischen Schwellenkontrasts. Viel Verwirrung ist dadurch gestiftet worden, daß angenommen wurde, die VEP-Amplitude sei ein Maß für Kontrastempfindlichkeit (s. dazu die Diskussion bei Cannon 1983). Dabei muß man im Auge behalten, daß sich die psychophysische Kontrastempfindlichkeit auf die Wahrnehmungsschwelle bezieht, während VEPs nur überschwellig gemessen werden. Durch Campbell & Maffei's Regressionstechnik kann auch mit VEPs eine Kontrastschwelle bestimmt werden. Der Kürze halber bezeichne ich deren Abhängigkeit von der Ortsfrequenz als "VEP-CSF".

5.1.2 Ergebnisse zum Amplituden-Ortsfrequenzgang

Die Abbildungen 17 - 31 zeigen den Verlauf der SSVEP-Amplitude, den zugehörigen Phasengang, sowie die Kontrastempfindlichkeits-Funktion für 15 normalsichtige Versuchspersonen. Der Reizkontrast betrug 40%.

Trotz großer Unterschiede zwischen den einzelnen Vpn lassen sich folgende Gemeinsamkeiten feststellen:

1) Der Amplituden-Ortsfrequenzgang zeigt einen zweigipfligen Verlauf mit einem Einschnitt bei mittleren Ortsfrequenzen, d. h. im Bereich höchster Empfindlichkeit. Der Einschnitt ist meist schmal und tief: Seine Mitte liegt im Mittel bei 3.2 cpd (zwischen 2 und 5 cpd), die Halbwertsbreite beträgt weniger als eine Oktave (Faktor $1.7 = 0.77$ Okt.) (Tabelle 1), in der Tiefe reicht er teilweise bis zum Rauschniveau.

Tabelle 1

Abb.- Nr.	VP	Mitte des Einschn. (cpd)	unt./ob. Halbwerts Ortsfreq. (cpd)	Halbwerts Breite (cpd)	Amplit. in Einschn. (μ V)	S/N in Einschn. (dB)	Max1 Ampl (μ V)	Max2 Ampl (μ V)	Max1 S/N (dB)	Max2 S/N (dB)	Max1 Orts- freq. (cpd)	Max2 Orts- freq. (cpd)	Rau- schen (μ V)
17	CS	2	---	---	0.5	-1.6	1.5	1.3	8.0	6.7	0.8	5	0.6
18	AL	5	3.6 - 7.2	3.6	0.7	1.3	1.8	1.9	9.5	10.0	2.8	10.1	0.6
19	CP	4	3.2 - 6.3	3.1	1.1	6.8	4.3	4.3	18.7	18.7	2	10.1	0.5
20	MC	3.2	2.2 - 3.6	1.4	1.1	5.3	5.3	5.4	18.9	19.1	1.6	6.3	0.6
21	AS	3.2	---	---	2.7	19.1	3.7	5.6	21.8	25.4	1.6	8	0.3
22	AF	4	3.6 - 5.0	1.4	1.5	4.4	4.1	7.6	13.2	18.5	1.6	10.1	0.9
23	BA	2.5	2.2 - 5.0	2.8	1.0	1.9	2.7	3.8	10.6	13.5	1.6	6.3	0.8
24	AM	4	3.6 - 5.6	2.0	0.5	4.4	2.1	2.9	16.9	19.7	2	12.7	0.3
25	RV	2.5	2.2 - 3.2	1.0	0.6	4.4	2.8	3.6	19.4	21.6	1.3	8	0.3
26	GM	5	3.6 - 7.2	3.6	1.0	-2.8	2.9	2.1	8.4	5.6	1.6	6.3	1.1
27	EM	4	3.6 - 4.5	0.9	0.4	-8.0	1.1	3.1	6.8	15.8	3.2	10.1	0.5
28	MB	2	1.5 - 2.2	0.7	0.6	-1.6	1.5	4.4	8.0	17.3	1	5	0.6
29	EH	3.2	---	---	2.9	19.7	3.6	5.9	21.6	25.9	2.5	6.3	0.3
30	JL	2	---	---	2.4	18.1	4.1	2.7	22.7	19.1	1	3.2	0.3
31	UZ	-	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	0.3
Median		3.2		0.7									
Arith. Mittel				0.77	1.17	5.1	2.96	3.90	14.6	16.9	1.6	6.9	0.53
Geom. Mittel		3.2									1.64	7.23	
Std.-Fehler d.Mit.	0.3				0.24	2.3	0.34	0.47	1.59	1.64	0.18	0.26	0.06
Spannweite	2 - 5			1.3 - 2.3							0.8-3.2	3.2-12.7	

2) Weitere Einschnitte ergeben sich bei den gewählten Bereichsgrenzen 0.5 und 25.4 cpd. Ob oberhalb und unterhalb Signalenergie auftritt, wurde nicht untersucht.

3) Die beiden Gipfel sind bei verschiedenen Vpn unterschiedlich stark ausgeprägt. Bei einigen zum Schluß gezeigten Vpn ist es schwierig, eine Aussage über den Verlauf zu treffen.

Die Amplituden verschiedener Vpn sind sehr unterschiedlich. Bei einigen Vpn ist es nicht möglich, bei der gewählten Meßzeit über dem Rauschen liegende SSVEPs auszulösen.

5) Obgleich die Ergebnisse von Vpn zu Vpn stark variieren, ergibt sich bei gleicher Vp bemerkenswerte Stabilität: Abbildungen 32 und 33 zeigen Wiederholungsmessungen für zwei Vpn, die am gleichen und nächsten Tag, sowie etwa 1/2 und 1 Jahr später durchgeführt wurden.

5.1.3 Diskussion des Amplituden-Ortsfrequenzgangs

Der beobachtete Einbruch des Amplituden-Ortsfrequenzgangs bei mittleren Ortsfrequenzen ist zunächst deshalb überraschend, da er mit keiner subjektiven Erfahrung in Zusammenhang zu bringen ist. Die naheliegende Frage, ob denn die Sichtbarkeit der entsprechenden Gitter irgendwie eingeschränkt sei, kann man mit dem Hinweis auf die bei den gleichen Versuchspersonen gemessenen Kontrastempfindlichkeits-Funktionen verneinen: Deren Verlauf ist normal; Gitter mit Ortsfrequenzen zwischen 2 und 5 cpd haben also eine besonders niedrige Erkennbarkeitsschwelle und sind sicher gut sichtbar. Der subjektiv empfundene Kontrast **überschwelliger** Sinusgitter ist ohnehin von der Ortsfrequenz weitgehend unabhängig (Georgeson & Sullivan 1975).

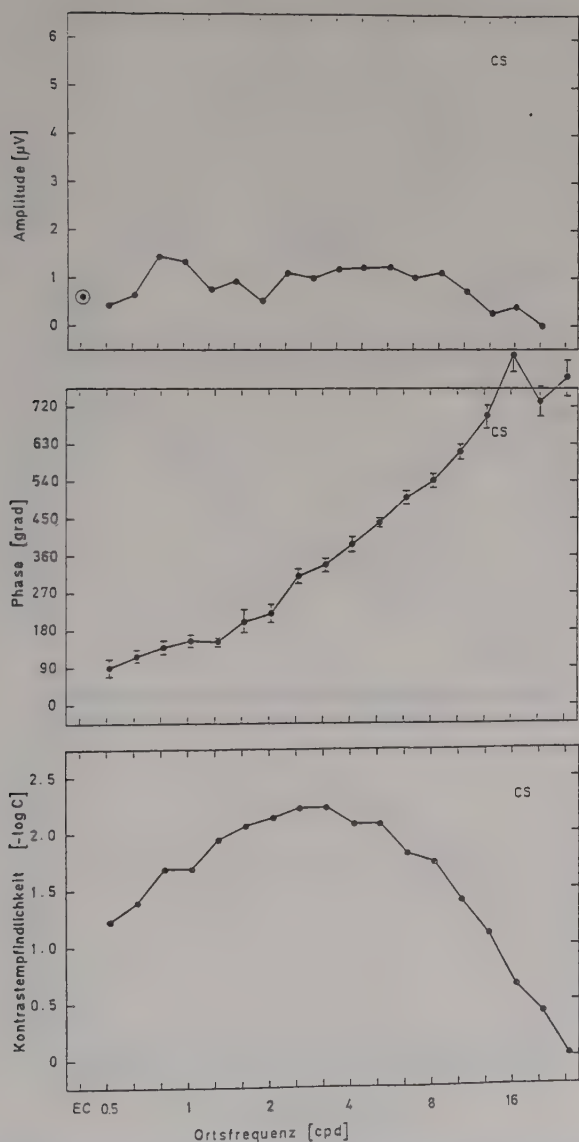


Abb. 17 - 31: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit von 15 Vpn (aus Scheidler 1985). "EC": Schätzung des Rauschens ("eyes closed").

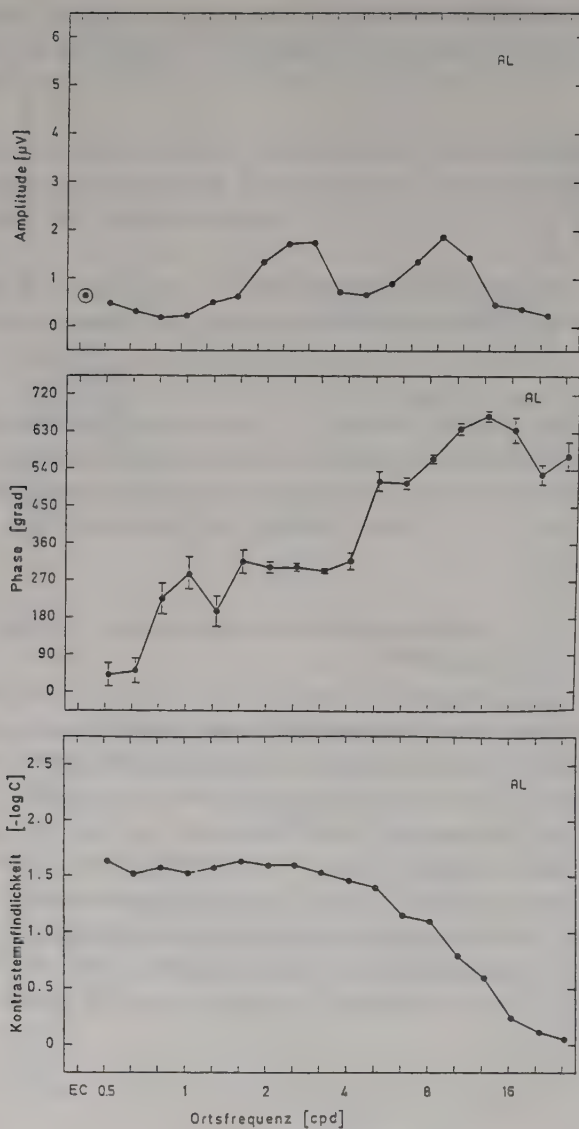


Abb. 18: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

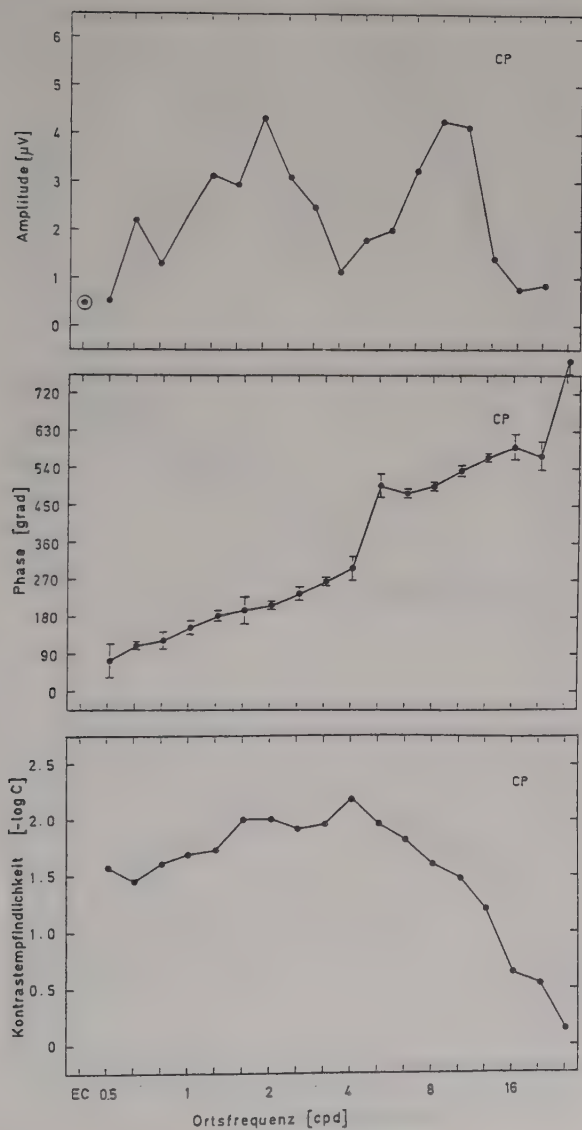


Abb. 19: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

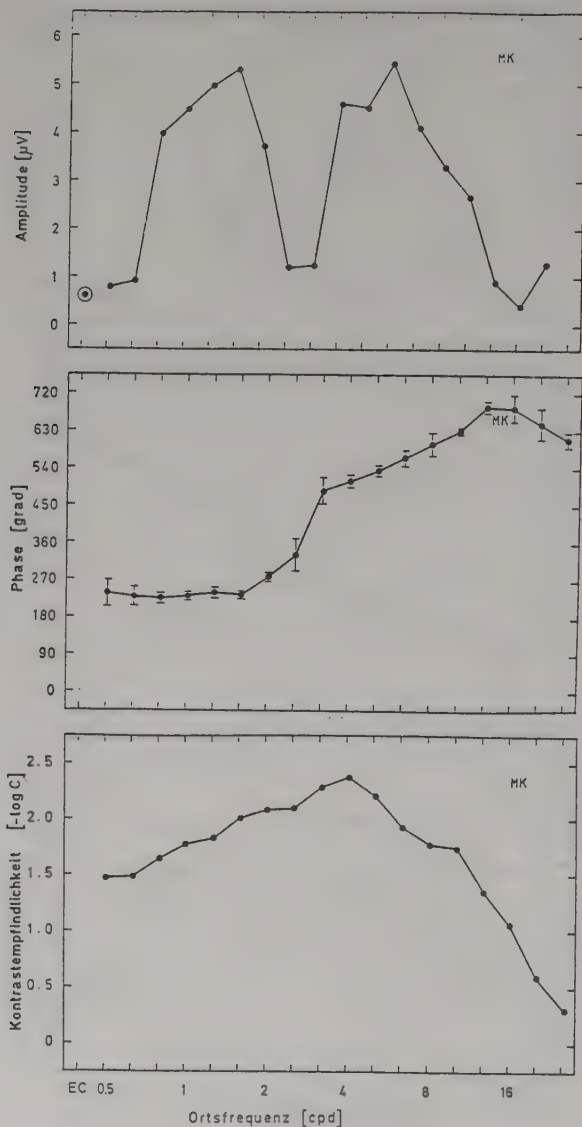


Abb. 20: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

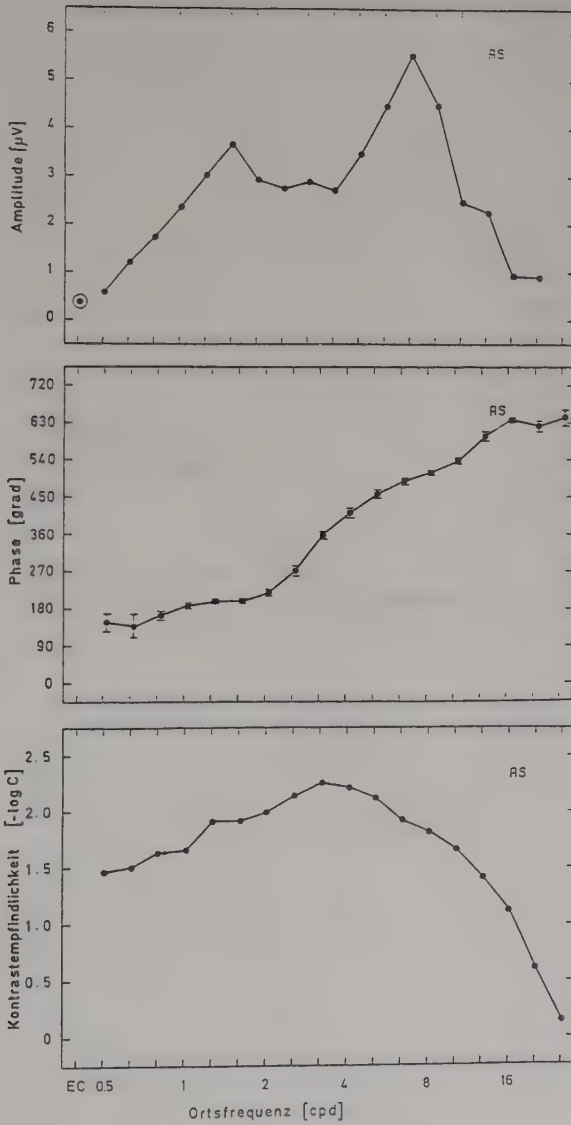


Abb. 21: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

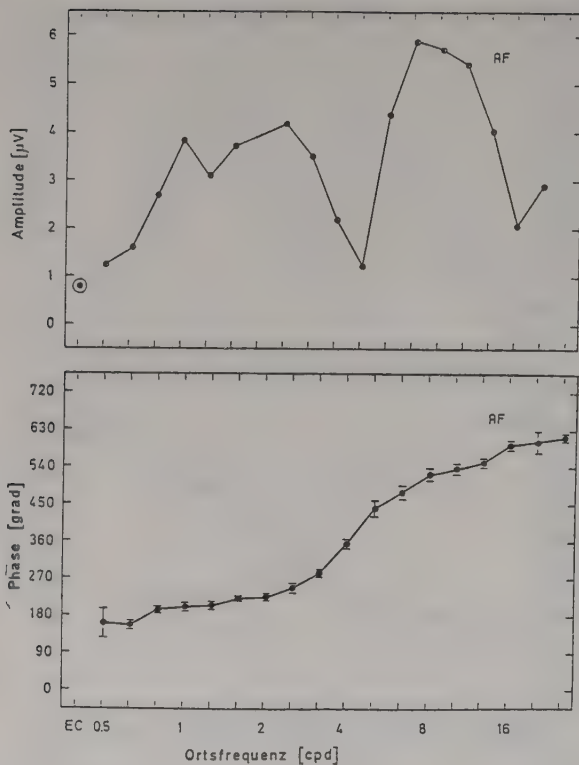


Abb. 22: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

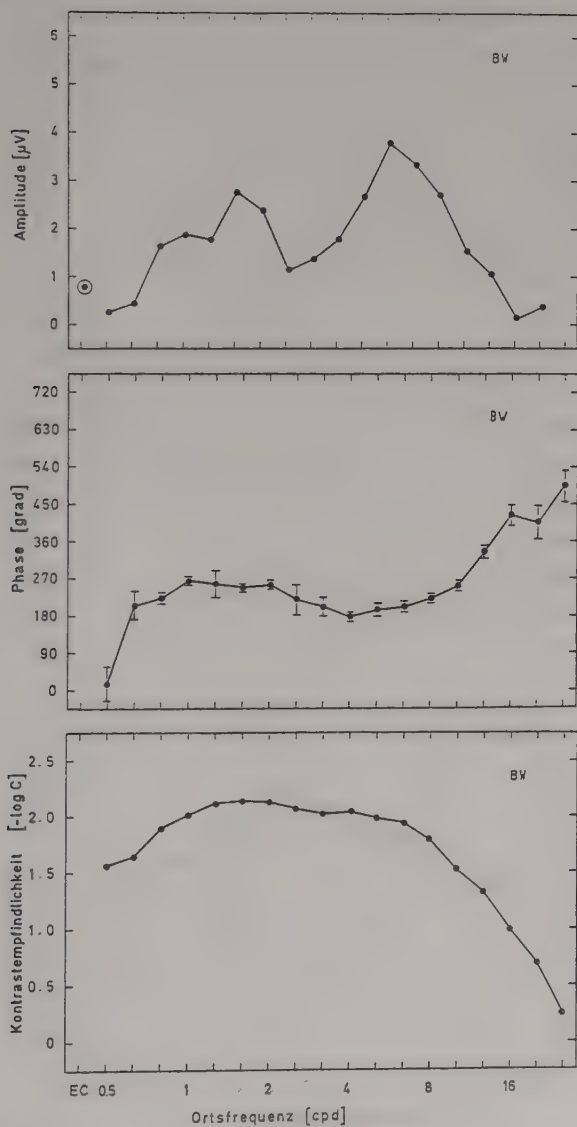


Abb. 23: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidter 1985). ("EC": "eyes closed").

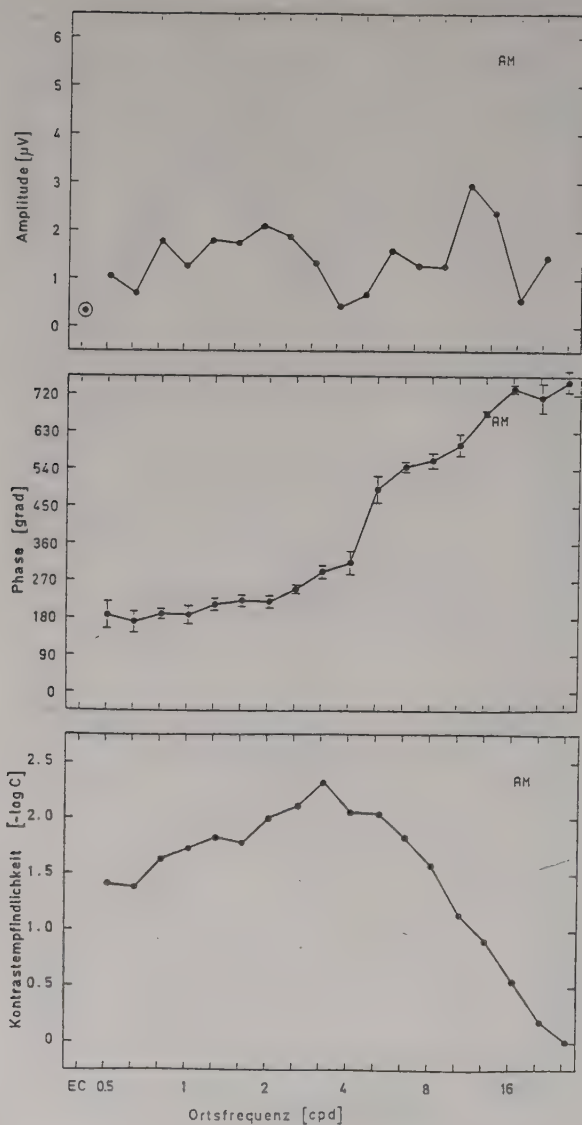


Abb. 24: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

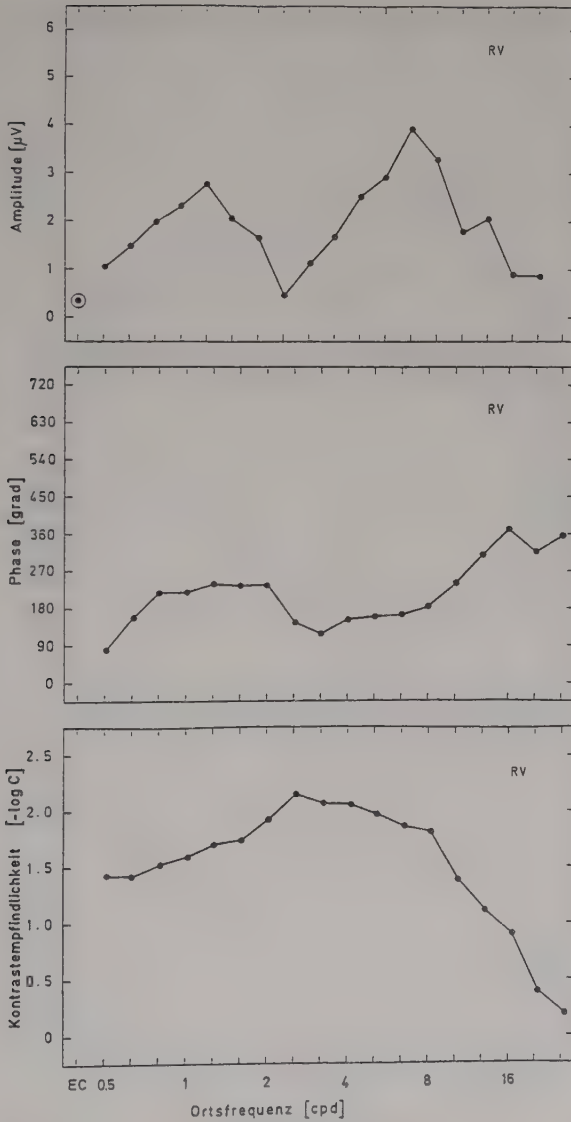


Abb. 25: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

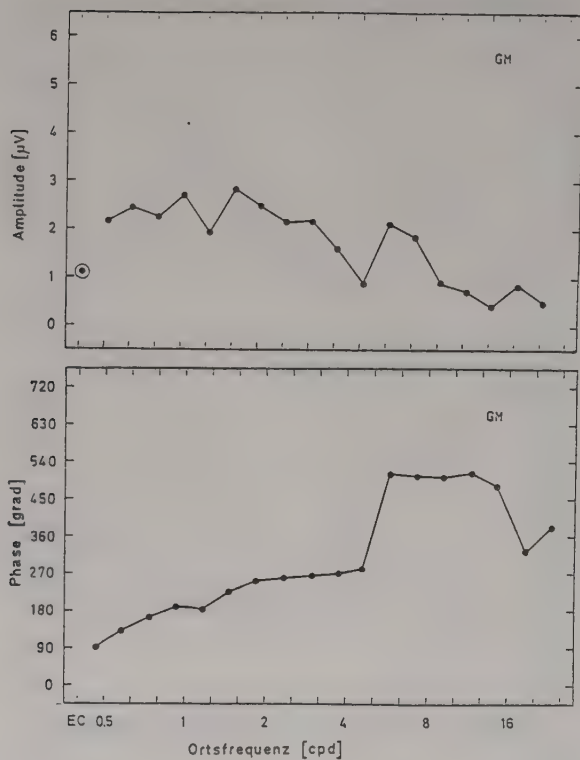


Abb. 26: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

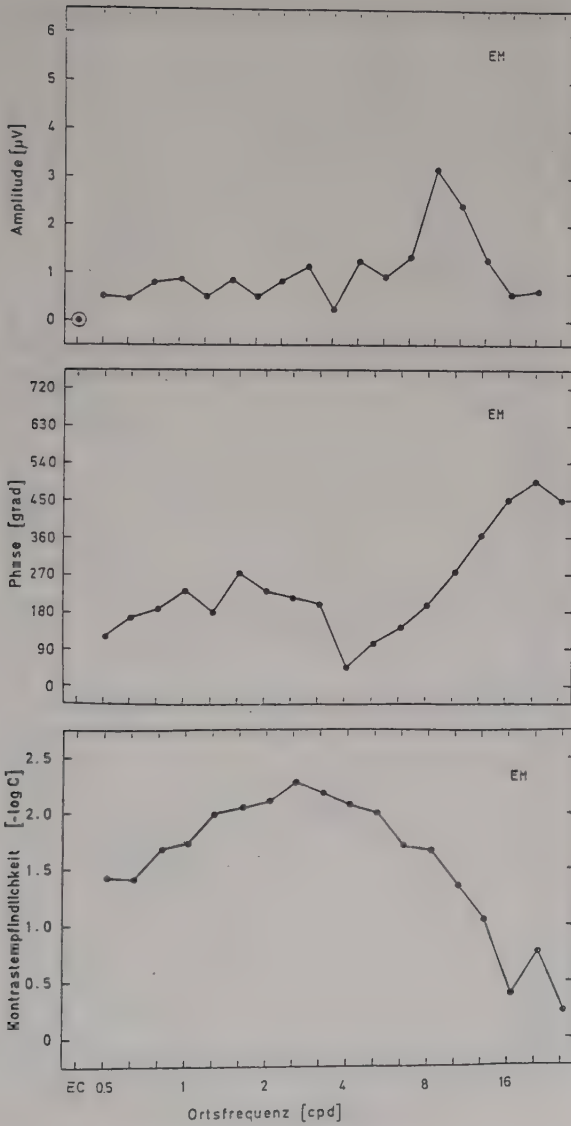


Abb. 27: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

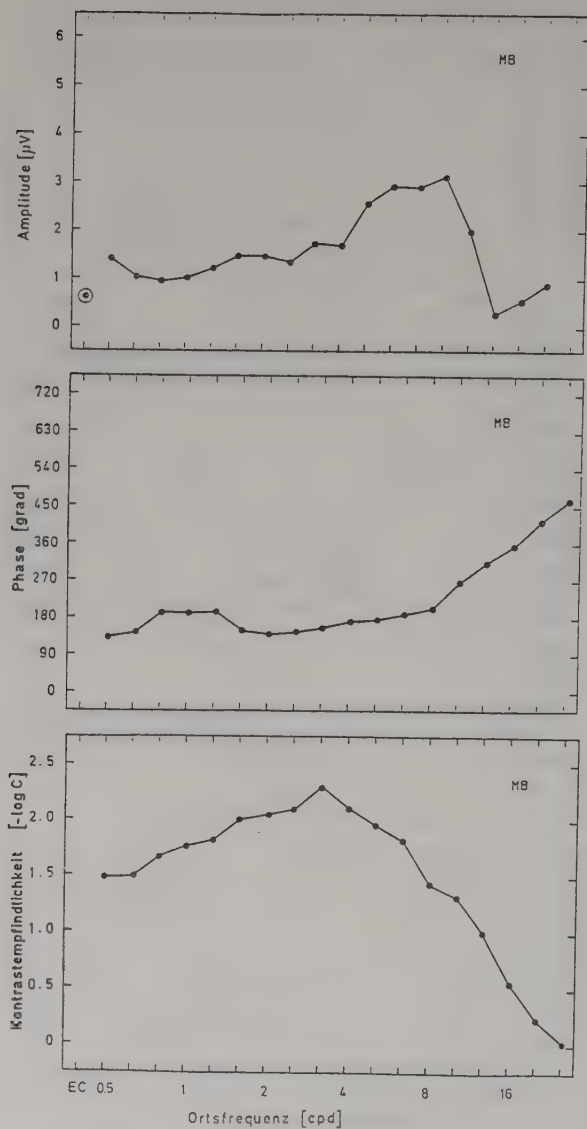


Abb. 28: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

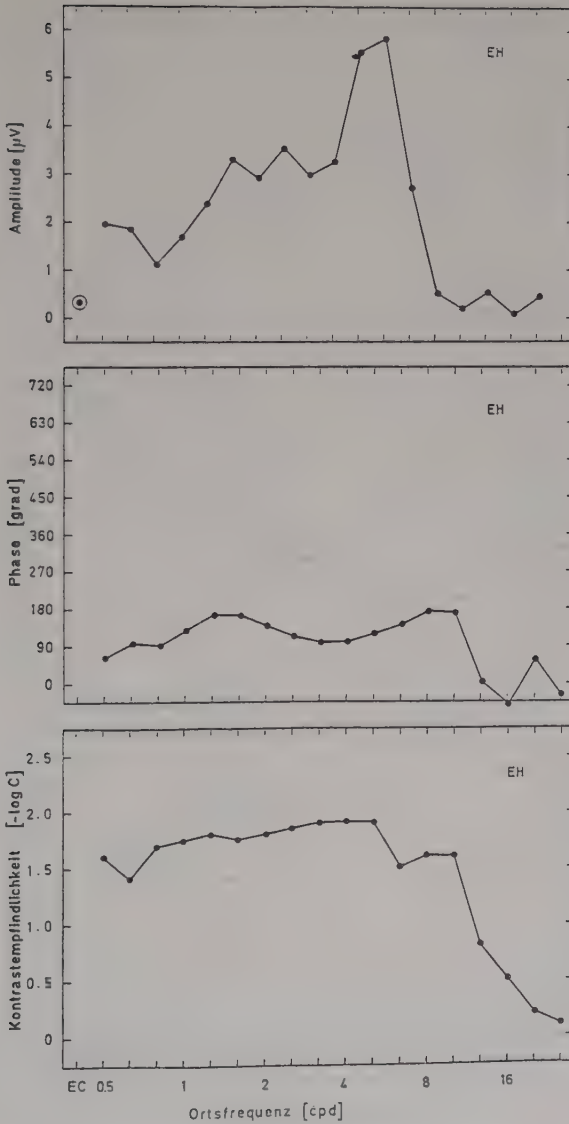


Abb. 29: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

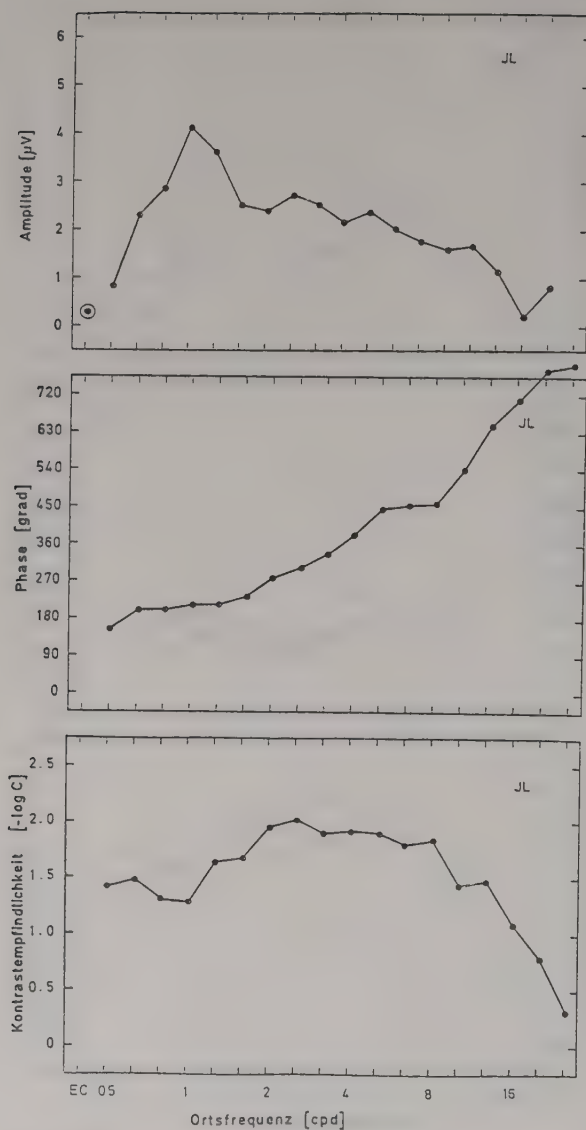


Abb. 30: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidter 1985). ("EC": "eyes closed").

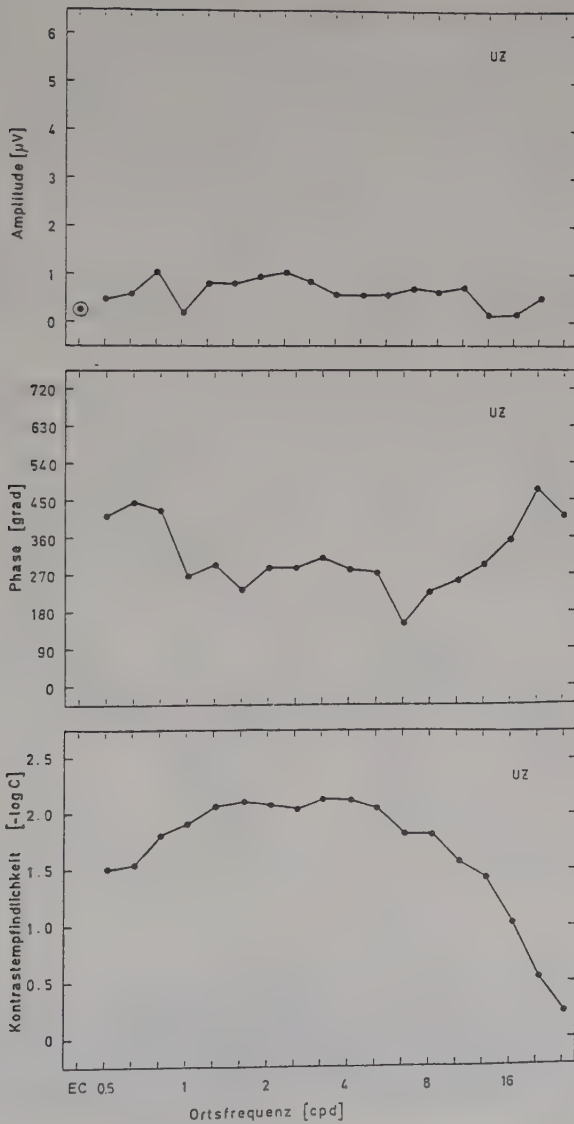


Abb. 31: SSVEP-Ortsfrequenzgang und psychophysische Kontrastempfindlichkeit (aus Scheidler 1985). ("EC": "eyes closed").

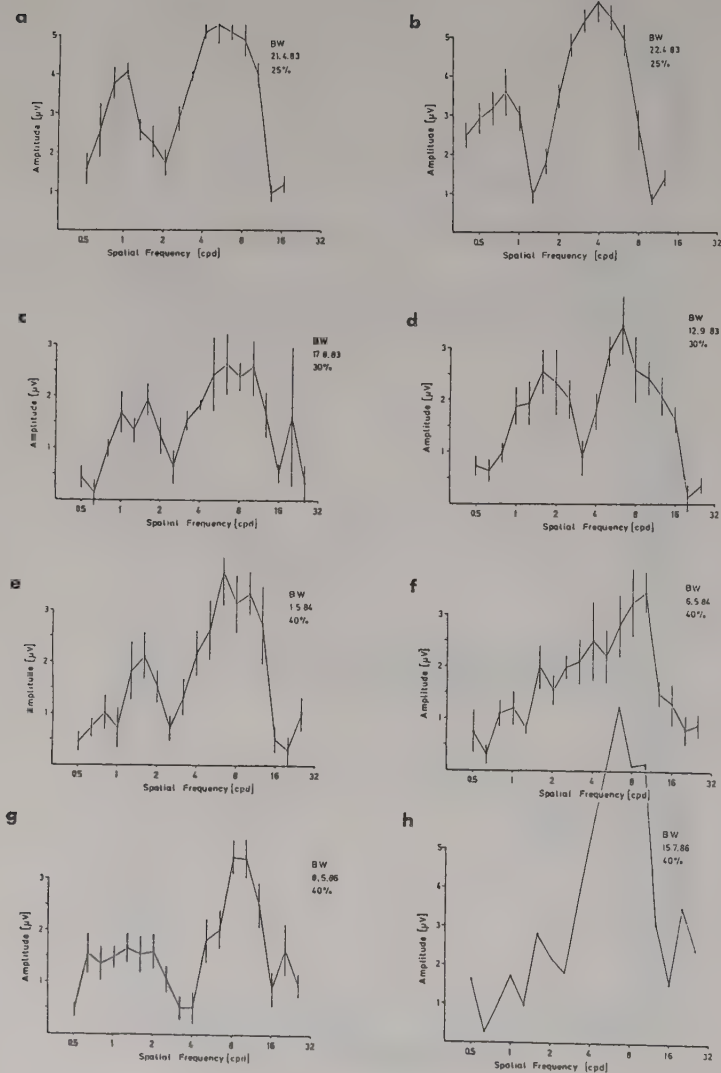


Abb. 32: Wiederholungsmessungen des Ortsfrequenzgangs. Legende s. Abb. 33.

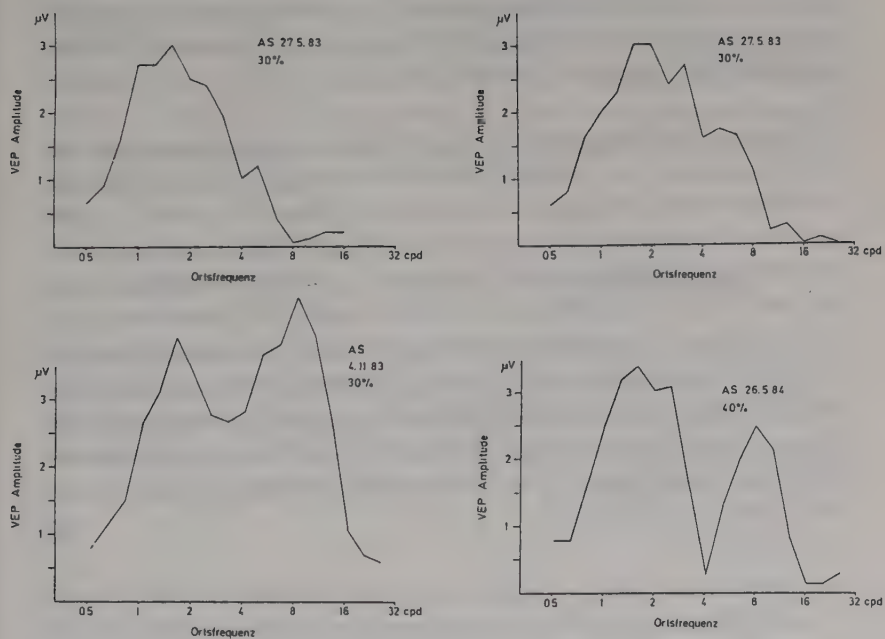


Abb. 33: Wiederholungsmessungen des Ortsfrequenzgangs am gleichen oder nächsten Tag, sowie 1/2 bzw. 1 Jahr später. Die späteren Messungen wurden bei etwas anderem Reizkontrast durchgeführt. Der deutlich unterschiedliche Verlauf bei den späteren Messungen zeigt die Variabilität der Ergebnisse bei der gleichen Person. Unterschiede in der Ortsfrequenz des Einschnitts sind möglicherweise aber auch durch Ungenauigkeiten der Elektroden-Position oder des Betrachtungsabstandes mitbedingt.

Der Frage nach einem psychophysischen Korrelat des Einschnitts liegt die Vermutung zugrunde, daß die VEP-Amplitude ein Maß der subjektiven Empfindlichkeit sein könne. Diese Vermutung ist in der Literatur weit verbreitet. Fiorentini et al. (1980) berichten gute Übereinstimmung zwischen SFC und CSF bei Kontrasten zwischen 20% und 50%. Levi & Harwerth (1978) sprechen von qualitativer Übereinstimmung der SFC und CSF (44% Kontrast). Pirchio et al. (1978) zeigen von 12 Kindern unter einem Jahr Alter SFC-Kurven, welche Kontrastempfindlichkeits-Funktionen sehr ähnlich sehen, und gehen deshalb soweit, als Achsenbeschriftung der Amplitudengänge "Kontrastempfindlichkeit" anzugeben! (Kontrast 30% - 50%.)

Die Annahme einer Korrespondenz von Amplitude und Kontrastempfindlichkeit wurde gestützt durch weitere Berichte unimodaler Ortsfrequenzgänge (Armington et al. 1971, Regan & Richards 1973, Regan 1977c, 1977d³⁴, Jones & Keck 1978 (keine Abbildung, nur Erwähnung im Text), Groneberg 1980, Fiorentini et al. 1983, Regan 1983, Rentschler & Spinelli 1979, 1983, Sokol et al. 1983, und für Affen: Padmos et al. 1973). Schon 1977 schien der Verlauf der SFC geklärt: "It is well established that for normally sighted subjects of age not less than roughly 0.5 - 1 year, a graph of evoked potential versus check size will look as shown in Fig. 12, the largest EP being recorded for check sizes of about 10-15 min" (Regan 1977d)³⁵. (Fig. 12 zeigt eine unimodale Kurve aus Regan 1977c.) (Die maximale Signalenergie von 10-15 min Karos liegt bei 3-4 cpd.)

³⁴Regan (1977d) wiederholt die SFC-Ergebnisse aus Regan (1977c). In letzterer Arbeit jedoch wird nur eine einzige SFC gezeigt, und diese ohne Angabe der verwendeten Reizparameter (s. Tab. 2).

³⁵Regan zitiert dabei als Belege Regan & Sperling (1971) und Regan & Richards (1973), wobei die erstgenannte Arbeit keinerlei Angaben über Ortsfrequenzgänge enthält!

Zweifel an diesem einfachen Bild tauchten mit Berichten aus dem Smith-Kettlewell Institut in San Francisco über bimodale Ortsfrequenzgänge auf. Mit Hilfe einer analogen Wobbeltechnik zeigten Tyler, Apkarian und Nakayama (1978) konsistent Einbrüche der SFC zwischen 1 und 4 cpd bei hohen Kontrasten (80%). Weitere Berichte dieser Arbeitsgruppe über bimodale SFCs sind Tyler et al. (1979, 1981), Tyler et al. (1984), und Apkarian et al. (1981). Harter et al. (1977) hatten vorher neben unimodalen SFCs auch über bimodale Verläufe bei Kleinkindern berichtet. Bezeichnenderweise wurden diese von Harter sogar ausführlich diskutierten Ergebnisse in einer Übersichtsarbeit von Dobson & Teller (1978) - die auch Harters Arbeit berücksichtigte - übergegangen. Nakayama & Mackeben (1982) haben SFCs an der Kortexoberfläche des wachen Affen gemessen, die sehr schmalbandig sind und damit ebenfalls CSFs sehr unähnlich sind.

5.1.4 Mögliche Ursachen für Unterschiede im Ortsfrequenzgang

Es stellt sich die Frage, welche Unterschiede in den Versuchsbedingungen für diese unterschiedlichen SFC-Verläufe verantwortlich sein könnten. Eine erste Vermutung legt nahe, zweigipflige Verläufe nur bei dem von Tyler et al. verwendeten sehr hohen Kontrast zu erwarten, doch da die vorgestellten Ergebnisse mit 40% Kontrast erhalten wurden, reicht diese einfache Annahme nicht aus.

In den Tabellen 2 und 3 sind die Reizbedingungen und Elektrodenanordnungen der genannten Untersuchungen zusammengefaßt. Offensichtlich reicht kein Unterschied in einer einzelnen Bedingung aus, um den Unterschied zwischen ein- und zweigipfligen SFCs zu begründen: Z. B. wurden vor allem in älteren Untersuchungen Schachbrettreizung verwendet. Es ließe sich vermuten, daß die einzelnen Ortsfrequenzkomponenten des Schachbrettmusters mehrgipflige oder schmalbandige Amplitudengänge besitzen, die sich zu eingipfligem Gesamtverlauf überlagern. Doch wurden einerseits auch mit Sinusgittern eingipflige Verläufe berichtet, und umgekehrt fanden Harter et al. (1977) auch bei Schachbrettmustern zweigipflige Verläufe (wenn auch die Orts-

Tabelle 2
Versuchsbedingungen bei berichteten unimodalen Amplituden-Ortsfrequenzgängen

Autoren	relevante Abbn.	Vpn	transient/ stationär	örtliche Modulation	zeitl. Modul.	Mod. freq. (rps) ¹	an/aus vs. Phas.-Umkl.	Kontrast (%)	Leucht- dichte (cd/m ²)	Sch- winkel (Grad)	gemess. Bereich ² Pos. ³ (cpd)
Arnington et al. 1971	7	2 Erwachsene	SS	Sinus & Schab	Rechteck	4	Ph-Umkl	96	100 td	17	0,2-4 e
Regan & Richards 1973	1	1-4 Erwachsene	T	Schachbrett	Rechteck	6	Ph-Umkl	4, 15 & 100	21	2	0,7-7 d
Parker & Salzen 1977b	5&6	6 Erwachsene	T	Sinusgitter	Rechteck	320 ms	an/aus	87 & 50	6 & 2	6	0,5-23 b
Regan 1977c ⁴	1	1 Amblyoper	T	Schachbrett	Rechteck	?	Ph-Umkl	?	?	?	0,3-2,6 f
Levi & Harwerth 1978	2&4	5 Amblyope	SS	Sinusgitter	Rechteck	16 Hz	an/aus	44	15	7	0,5-16 b
Jones & Keck 1978 ⁵	-	2 Erwachsene	T	Sinusgitter	Rechteck	20 ms	an/aus	unter 40	10	10 x 6	- j
Pirchio et al. 1978	2	1 Erwachsene	SS	Sinusgitter	Rechteck	16	Ph-Umkl	30 - 50	7	7,3 - 25	1,5-20 f
Florentini et al. 1980	1	3 Kleinkinder	SS	Sinusgitter	Rechteck	16	Ph-Umkl	20 - 50	0,06 & 6	25x20 & 12,5x10	0,5-6 f
Gronenberg 1980	1&6	1 Erwachsene 5 Kleinkinder 7 Erwachsene	SS	Schachbrett	Rechteck	14	Ph-Umkl	100	24	5 - 16	0,5-3 c
Florentini et al. 1983	6	2 Kleinkinder	SS	hor. Sinusg.	Rechteck	14	Ph-Umkl	30	6	28	0,15-2 f
Regan 1983	1&2a	2 Erwachsene	SS	Sinusgitter	Sinus	8 & 17	Ph-Umkl	25 & 50	103	35 x 22	0,3-30 h
Rentschler & Spinnell 83	1	1 Erwachsene	SS	Sinusgitter	Rechteck	16	Ph-Umkl	40	6	4	2 - 30 i
Sokol et al. 1983	2-4	2 Erwachsene	SS	Schachbrett	Rechteck	7 & 15	Ph-Umkl	30 & 85	78	15 x 19	0,09-2,8 a
Pudnos et al. 1973	7a	5 Affen	T	Schachbrett	Rechteck	15 ms	an/aus	25 - 100	20	12	0,1-5 k

¹ Del transienter Stimulation ist die Muster-Darstellungsdauer angegeben.

² Bei Schachbrett-Reizung sind die korrespondierenden Ortsfrequenzen der Fundamentalten angegeben. Bei Messung von Erwachsenen und Kleinkindern sind die Bereiche für Erwachsene angegeben.

³ Elektroden-Positionen:

- a) 1 cm über Inion & Ohr
- b) 2 cm über Inion & Ohr
- c) 3 cm über Inion & Ohr
- d) 1 cm über Inion & Mastoid links

e) 2,5 cm über Inion & Mastoid rechts

f) 2 cm über Inion & Vertex

g) Inion & 7 cm anterior

h) Inion & 9 cm anterior

i) 2 cm über Inion & 2 cm lat. links

j) 3,7 cm über Inion & 3,7 cm lat. links

k) T6 & Mitt-frontal

⁴ „n“ = keine Angabe

⁵ Keine Abbildung, Verlauf der SFC nur im Text erwähnt (S. 656).

Tabelle 3

Versuchsbedingungen bei berichteten mehrmodalen Amplituden-Ortsfrequenzgängen

Autoren	relevante Abbn.	Von	transient/ stationär	örtliche Modulation	zeitl. Modul.	Mod. freq. (rps) ¹	an/aus vs. Phas.-Umk.	Kontrast (%)	Leuchtdichte (cd/m ²)	Sehwinkel (Grad)	geness. Bereich ² Pos. 3 (cpd)	Elektr. Pos.
Harter et al. 1977	17,5	10 Kleink.	T	Schachbrett	Rechteck	10 µs	an/aus	100 (?)	Blitz-EP	22	0,12-1,9	a
Tyler et al. 1978	4-10	4 Erwachs.	SS	Sinustgitter(?)	Rechteck	10 - 50	Ph-Umk	90 (?)	0,4 - 13	10 x 12	0,2-20	l&m
Tyler et al. 1979	2-9	2 Erwachs., 3 Patienten	SS	Sinustgitter & Rechteckgitter	Rechteck	24	Ph-Umk	80 - 90	46 & 360	2 - 20x15	0,2-30	l
Apkarian et al. 1981	div.	6 Erwachs.	SS	Sinustgitter	Rechteck	28 & 30	Ph-Umk	68 - 80	46	7x6-20x15	0,2-20	l
Tyler et al. 1984	2	1 Erwachs.	SS	Sinustgitter(?)	Recht.(?)	24 & 45	Ph-Umk	80 ?	46 (?)	2 - 20x15	0,3-20	l&m
Norella & Tyler 1985	1&2	2151 Kleink.	SS	Sinustgitter	Rechteck	12	Ph-Umk	80	80	6 - 26	2 - 20	n
Tyler & Apkarian 1985	2-6	2 Erwachs.	SS	Sinustgitter	Rechteck	16 - 48	Ph-Umk	65 - 80	40	10 x 12	0,15-20	l
Kap.3.3.1.2 dies. Arbeit	1-6	15 Erwachs.	SS	Sinustgitter	Sinus	16	Ph-Umk	40	8 & 17	5	0,5-25	o
Nakayama & Mackeben 82	div.	2 Affen	SS	Sinustgitter	Sinus	8,8 - 48	Ph-Umk	18 - 45	20	7,3 x 5,3	0,3-20	p

¹Bei transienter Stimulation ist die Muster-Darbietungsdauer angegeben.²Bei Schachbrett-Reizung sind die korrespondierenden Ortsfrequenzen der Fundamentaltöne angegeben. Bei Messung von Erwachsenen und Kleinkindern sind die Bereiche für Erwachsene angegeben.³Elektroden-Positionen: Wie Tabelle 2, sowie

- l) 3 cm über Inion + 3 cm lateral rechts
- m) 3 cm über Inion + 3 cm darüber
- n) 1 cm über Inion + 3 cm lateral rechts
- o) 2 cm über Inion + 2/3 Inion/Nasion
- p) Kortex-Oberfläche (l)

frequenzauflösung von Harters SFC-Kurven sehr niedrig ist). Als weiterer Unterschied in den Bedingungen kommt die verwendete zeitliche Modulation in betracht. Sie ist in allen Arbeiten mit menschlichen Beobachtern - bis auf Regan (1983) - rechteckförmig. Es ließe sich vermuten, daß die einzelnen zeitlichen Frequenzkomponenten SFCs unterschiedlicher Form zur Folge haben, die sich geeignet zu einem eingipfligen Verlauf überlagern. Dabei sind aber natürlich die SFC-Antworten auf die entsprechenden zeitlichen Frequenzen im EEG bezogen (3-facher, 5-facher, 7-facher Modulationsfrequenz), man müßte also z. B. subharmonische Antworten annehmen. Unterschiede in der Elektrodenposition scheinen ebenfalls wenig geeignet als Erklärung der SFC-Verlaufsunterschiede.

Für acht der in Tabelle 2 zusammengefaßten 13 Untersuchungen ist die Erklärung allerdings recht einfach: Es wurden nämlich nur relativ niedrige Ortsfrequenzen (bis 7 cpd) vermessen. Dabei wurde bei der höchsten Ortsfrequenz jeweils ein ausgeprägter Abfall der Amplitude gezeigt, der eben nicht, wie teilweise unterstellt, im Bereich der Grenz-Ortsfrequenz der CSF liegt, sondern im gleichen Bereich wie bei den nun vorliegenden Daten. Bei Schachbrettreizung lege ich dabei die Ortsfrequenz der jeweiligen Fundamentalen zugrunde³⁶. Parker & Salzen (1977b) messen zwar bis 23 cpd, erhalten aber ebenfalls einen drastischen Abfall bei 6 -8 cpd. Die Ergebnisse dieser neun Arbeiten stehen demnach - entgegen dem Schein - im Einklang mit den hier gezeigten Ergebnissen.

³⁶ Als Faustformel zur Berechnung der Grund-Ortsfrequenz eines Schachbrettmusters gilt

$$f = 21 / d$$

f = Ortsfrequenz der Grundfrequenz in cpd

d = Karo-Durchmesser in mm.

Für die verbleibenden Diskrepanzen der berichteten SFC-Ergebnisse bleibt mir nur die folgende Erklärung: In allen bisher durchgeführten Untersuchungen wurde mit sehr wenigen Versuchspersonen gearbeitet, manchmal sogar nur mit einer oder mit zweien. Ohne Verwendung einer Wobbeltechnik muß man die Vermessung einer SFC mit guter Ortsfrequenzauflösung und großem OF-Bereich auf mehrere Sitzungen verteilen. Es ist dabei schwierig, die Verlässlichkeit der Versuchsergebnisse zu beurteilen. Deshalb könnten Versuchspersonen ausgewählt worden sein, die in Vorversuchen besonders hohe und verlässliche VEPs aufgewiesen hatten. Mehrgipflige Verläufe könnten dabei - da kontra-intuitiv - als Meßfehler verworfen worden sein, so daß Vpn mit eingipfligen Verläufen verblieben.

Es stellt sich weiterhin die Frage, welche neuronalen Mechanismen dem gefundenen Amplitudenverlauf zugrunde liegen könnten. Zu dieser Frage existieren in der Literatur bis jetzt nur Vermutungen. Harter et al. (1977, S. 352) nehmen zwei Mechanismen an, die mit subkortikaler bzw. kortikaler Verarbeitung zusammenhängen. Sie gründen ihre Vermutung auf Unterschiede in Untersuchungen zur frühkindlichen Sehschärfe, die einerseits auf optokinetischem Nystagmus (ON) basierten, und andererseits auf "preferential-looking" (PL) -Techniken; dabei wurde ON als mit subkortikaler Verarbeitung zusammenhängend angenommen, und PL als mit kortikaler Verarbeitung zusammenhängend.

Regan (1980) erörtert, daß unterschiedliche Latenzen des Halbfeld-VEPs, die bei getrennter Reizung der unteren und oberen Hemiretina gefunden worden sind (Jeffreys & Axford 1972), bei manchen Versuchspersonen, gewissen Karogrößen, und gewissen Elektrodenpositionen zu elektrischer Auslöschung an der Ableitestelle führen können. (Damit impliziert Regan, entgegen seinen Äußerungen 1977c und 1977d, daß mehrgipflige Ortsfrequenzgänge möglich sind.) Jedoch ergaben sich in einigen unsystematischen Messungen von Scheidler (1985) mit Halbfeldreizung ebenfalls zweigipflige SFCs. Tyler (mündliche Mitteilung) berichtet gleichfalls mehrgipflige SFCs bei unsystematischen Versuchen mit Halbfeldreizung.

Eine andere mögliche Erklärung sehe ich in einer Interaktion oder in elektrischer Auslöschung von Reaktionen, die von den verschiedenen Zapfensystemen stammen. Spekreijse et al. (1977) untersuchten transiente Schachbrett-VEPs mit einer Zapfen-spezifischen Reiztechnik (Estevez & Spekreijse 1974). Sie berichten unterschiedliche optimale Ortsfrequenzen für die einzelnen Zapfensysteme. Man beachte, daß diese Hypothese nicht einfach durch die Verwendung eines monochromen Displays geprüft werden kann, da auch ein monochromes Display alle drei Zapfensysteme stimuliert.

Das Gemeinsame solcher Interpretationen ist die Annahme (mindestens) zweier Mechanismen, die sich in ihrem raum-zeitlichen Reaktionsverhalten unterscheiden und beide durch die verwendeten Gitter angeregt werden. Mit welchem neuronalen Substrat diese Mechanismen in Zusammenhang zu bringen sind, ist eine offene Frage. Bei der Besprechung der Kontrastabhängigkeit und der zeitlichen Phase werde ich auf die Annahme mehrerer Mechanismen zurückkommen.

5.2 Gleichzeitige Variation von Ortsfrequenz und Kontrast

Die im vorgehenden gezeigten zweigipfligen Amplituden-Ortsfrequenzgänge widersprechen nicht nur vielen Berichten aus der Literatur, sondern stehen scheinbar auch im Kontrast zu Keidel's (1965) und Campbell & Maffei's (1970) mehrfach replizierten Befunden von Korrespondenzen zwischen psychophysischen und VEP-Maßen im Kontrastschwellen-Bereich. (Replikationen: Campbell & Kulikowski 1972, Bodis-Wollner et al. 1972, Harris et al. 1976, Bodis-Wollner 1976, 1977, Pirchio et al. 1978, Fiorentini et al. 1980. Indirekte Bestätigung durch Cannon 1983. Für eine Übersicht siehe die letztgenannte Arbeit.) Es stellte sich deshalb die Frage, wie der Verlauf der SFC durch Erniedrigen des Kontrasts beeinflusst wird, und ob die Mehrgipfligkeit erhalten bleibt.

Die Abbildungen 34 - 43 zeigen Amplituden-Ortsfrequenzgänge bei Kontrasten von 1% bis 40% für 10 Versuchspersonen. Die Ergebnisse sind zur besseren Überschaubarkeit räumlich gezeichnet; hinten liegende Kurven gelten für hohe Kontraste, nach vorne nimmt der Kontrast ab. Kurzes Ergebnis dieser langdauernden Messungen: Die Mehrgipfligkeit tritt vor allem bei höheren Kontrasten auf und verschwindet mit abnehmendem Kontrast. Gleichzeitig engt sich der überschwellige Bereich ein: Hohe und niedrige Ortsfrequenzen lösen bei niedrigen Kontrasten keine über dem Rauschniveau liegenden VEPs aus.

5.3 Abhängigkeit der Amplitude vom Kontrast

5.3.1 Ergebnisse zur Kontrast-Abhängigkeit

Die Abhängigkeit der Amplitude vom Gitterkontrast läßt sich durch Umzeichnen der Ergebnisse des vorherigen Abschnitts darstellen. Schon durch Betrachten der Abbildungen 34 bis 43 erkennt man, daß drei Typen von Kontrastabhängigkeit existieren. Sie sind beispielhaft in den Abbildungen 44 bis 46 dargestellt.

Abbildung 44 zeigt Ergebnisse einer Versuchsperson, bei der sich der vielfach berichtete log-lineare Zusammenhang über einen großen Ortsfrequenz- und Kontrastbereich ergibt (s. 5.3.2). Dabei tritt in dem bis 40% vermessenen Kontrastbereich keine Sättigung auf. Bei sehr hohen und sehr niedrigen Ortsfrequenzen sind zuwenig Datenpunkte überschwellig, um Regressionsgeraden sinnvoll zu bestimmen. Die gezeigten entsprechenden Geraden wurden deshalb parallel zu den übrigen gezeichnet.

Die Verläufe sind in zwei Gruppen gezeichnet: Für niedrige Ortsfrequenzen (Abb. 44a, 0.5 - 1.6 cpd) und für hohe Ortsfrequenzen (Abb. 44b, 8.0 - 20.1 cpd). Die Steigung der Geraden ist in den Gruppen verschieden. Dieses Ergebnis ist prototypisch: Obgleich innerhalb bestimmter Ortsfrequenzbereiche die Geradensteigung weitgehend unabhängig von der Ortsfrequenz ist, gilt dies

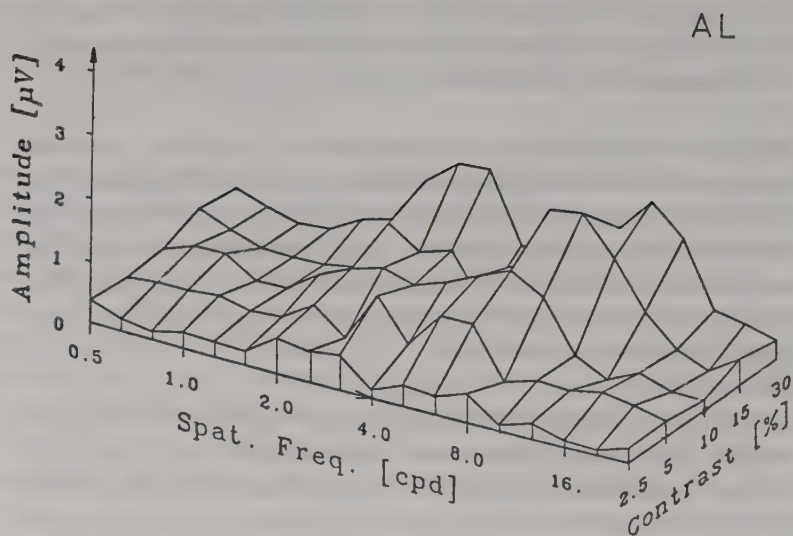
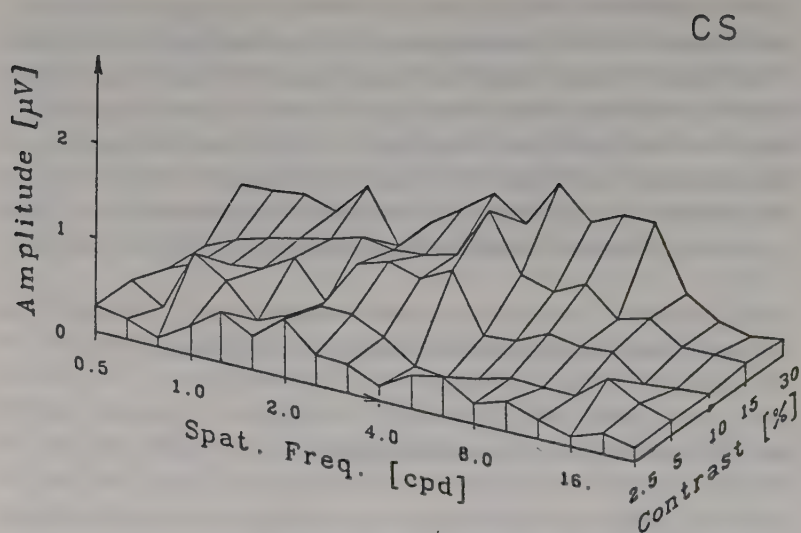


Abb. 34 - 43: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude von Ortsfrequenz und Kontrast in räumlicher Darstellung (Daten aus Scheidler 1985).

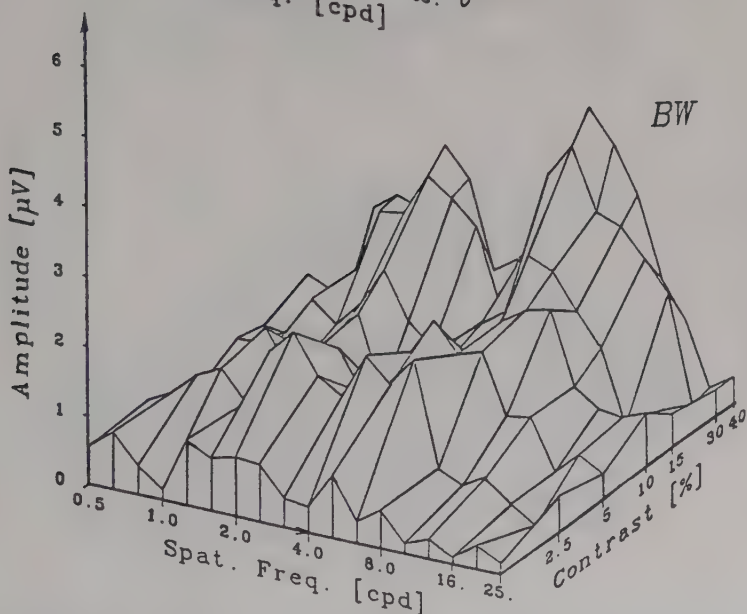
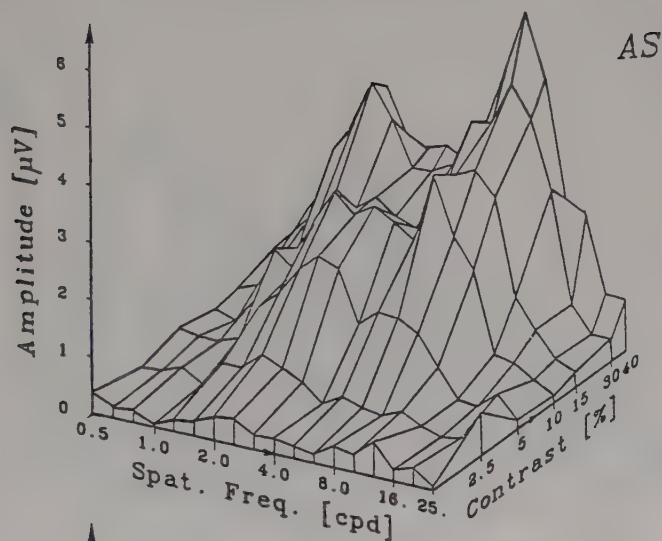


Abb. 36, 37: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude von Ortsfrequenz und Kontrast in räumlicher Darstellung (Daten aus Scheidler 1985).

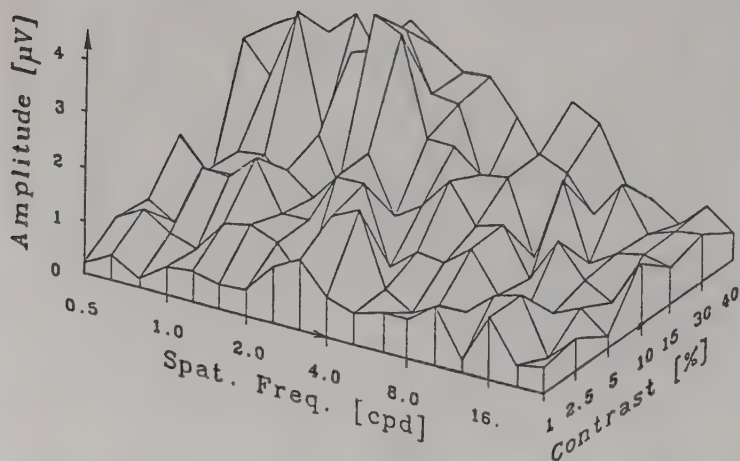
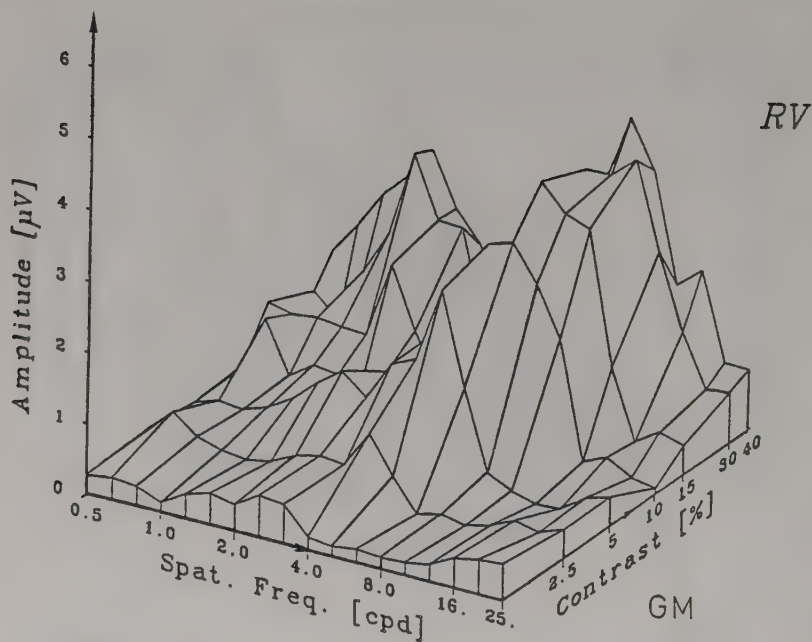
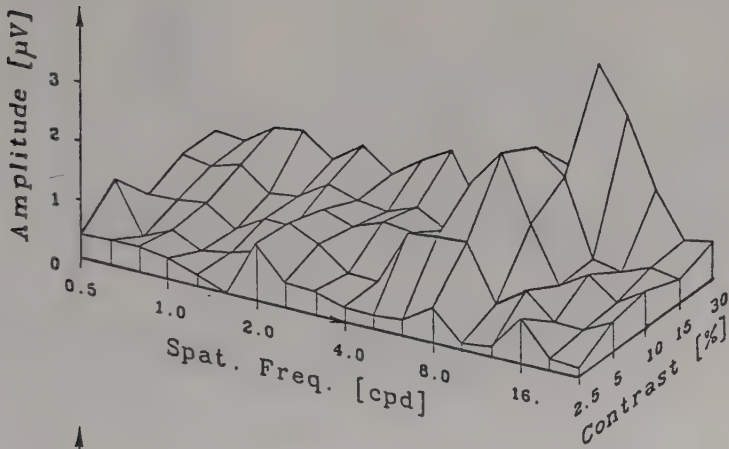


Abb. 38, 39: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude von Ortsfrequenz und Kontrast in räumlicher Darstellung (Daten aus Scheidler 1985).

EM



MB

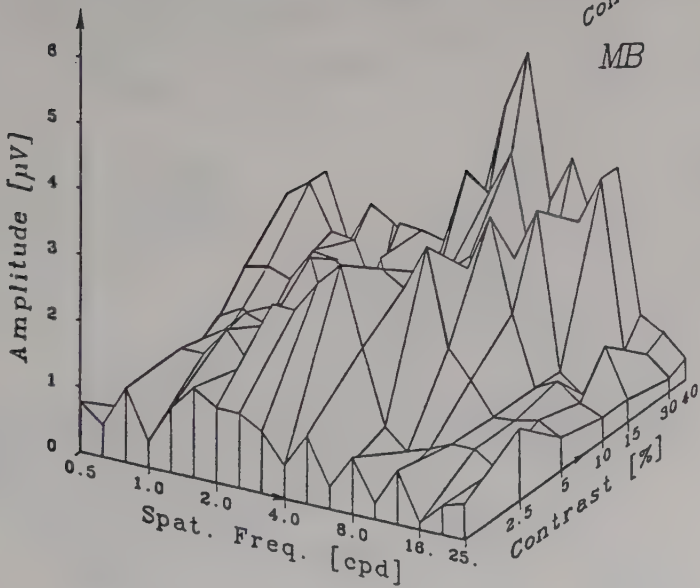
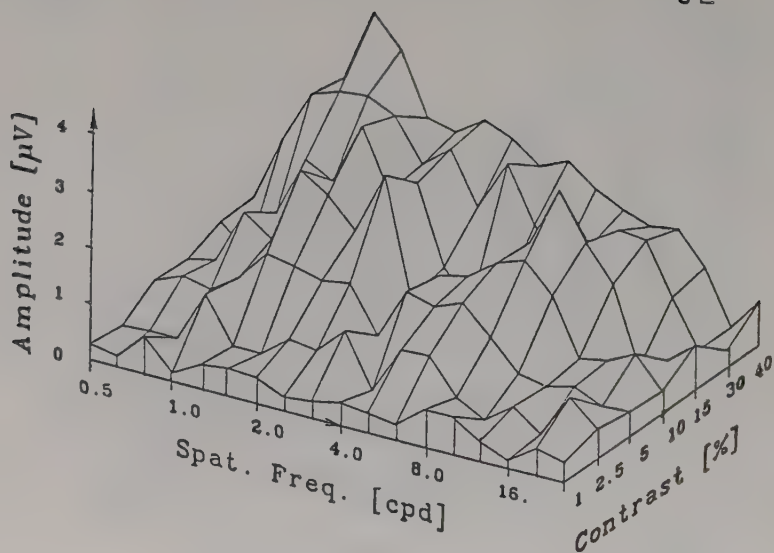


Abb. 40, 41: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude von Ortsfrequenz und Kontrast in räumlicher Darstellung (Daten aus Scheidler 1985).

JL



UZ

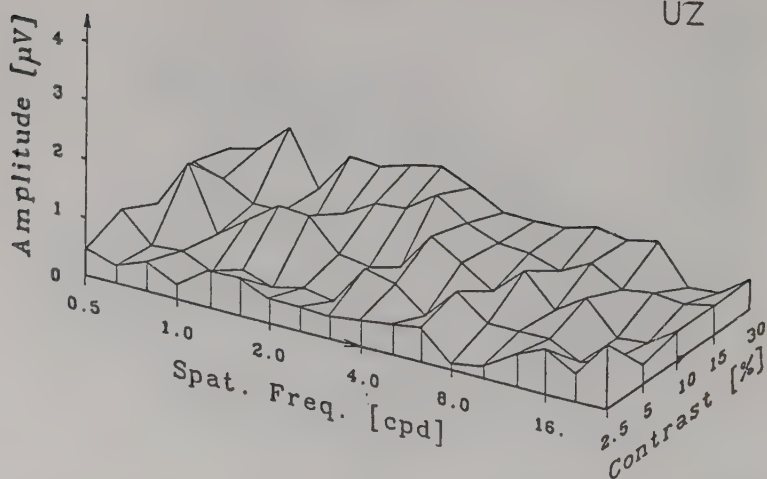


Abb. 42, 43: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude von Ortsfrequenz und Kontrast in räumlicher Darstellung (Daten aus Scheidler 1985).

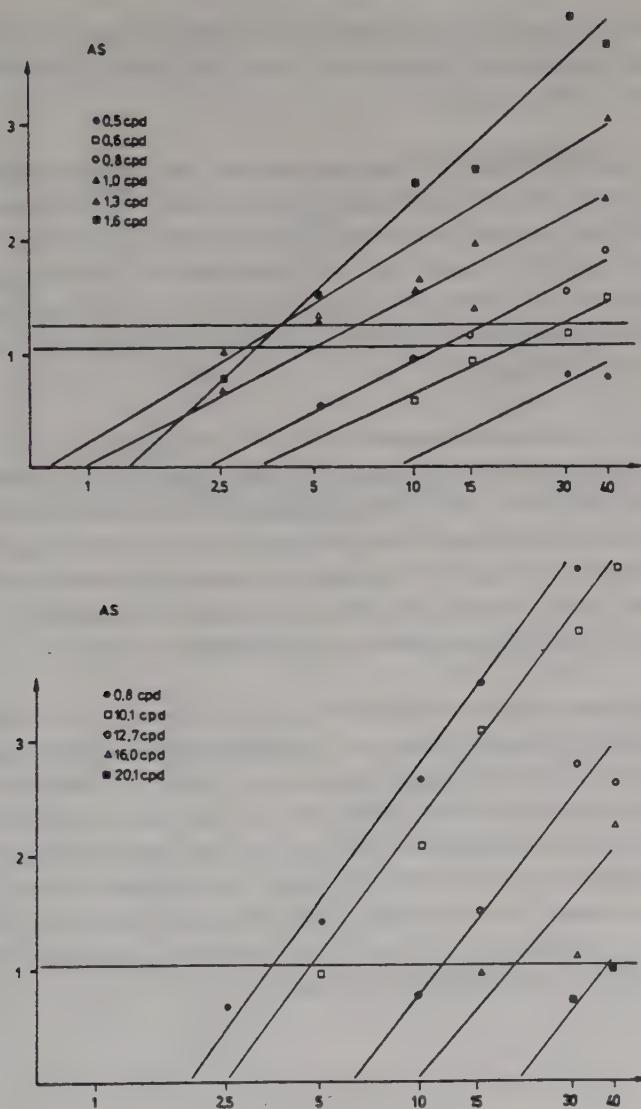


Abb. 44: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude vom Reizkontrast; Typ 1: Log-linearer Zusammenhang. Die waagrechte Linie ist eine Schätzung des Rauschniveaus. Bei sehr niedriger und sehr hoher Ortsfrequenz gibt es zuwenig Datenpunkte, um eine Regression sinnvoll zu bestimmen. In diesem Fall wurde die Regressionsgerade parallel zu den übrigen gelegt.

nicht für beliebige Ortsfrequenzbereiche. Die beiden gezeigten Ortsfrequenzbereiche entsprechen den Bereichen hoher Aktivität in der SFC (den "Hügeln") (s. Abbn. 21 und 36).

Für den dazwischenliegenden Ortsfrequenzbereich, bei dem der Einschnitt in der SFC liegt, sind die Kontrast-Abhängigkeiten in der Abb. 45 gezeigt. Bis etwa 10% Kontrast ergibt sich wieder ein log-linearer Zusammenhang, bei hohen Kontrasten tritt Sättigung auf. Der Einsatzzpunkt der Sättigung ist von der Ortsfrequenz abhängig. Im Sättigungsbereich ist bei diesem zweiten Reaktionstyp die Amplitude entweder vom Kontrast unabhängig, oder es ergibt sich ein leichter Anstieg.

Der dritte - in Abb. 46a dargestellte - Typ der Kontrastabhängigkeit war völlig unerwartet. Für sehr niedrige Kontraste ergibt sich bei Zunahme des Kontrasts zunächst ein Anstieg der Amplitude. Bei etwa 5% Kontrast sinkt die Aktivität dann plötzlich bis auf das Rauschniveau ab. Ab 15% Kontrast steigt die Amplitude wieder an. Die Steigung ist in beiden Kontrastbereichen vergleichbar. Abb. 46b zeigt ein weiteres Beispiel der gleichen Vp. Die Abbildung 47 zeigt zusammenfassend die Ergebnisse für 4 Vpn.

Die Werte dieser Graphen stammen nicht aus einem Sweep über die Kontrast-Variable, sondern aus verschiedenen Ortsfrequenz-Sweeps. Zwischen den Messungen für die einzelnen Kontrastwerte liegen also relativ längere Zeitspannen. Aus diesem Grund wurden die Ergebnisse durch direktes Wobbeln der Kontrast-Variablen geprüft. Abb. 48a zeigt die Ergebnisse einer Vp für drei Ortsfrequenzwerte, und Abbn. 48b und c Wiederholungen der Messung 6 Tage bzw. weitere 10 Tage später. In Abb. 49 sind Kontrast-Sweeps für zwei der in der Abbildung 47 gezeigten Vpn dargestellt. Diese Ergebnisse bestätigen die vorher gemachten Aussagen.

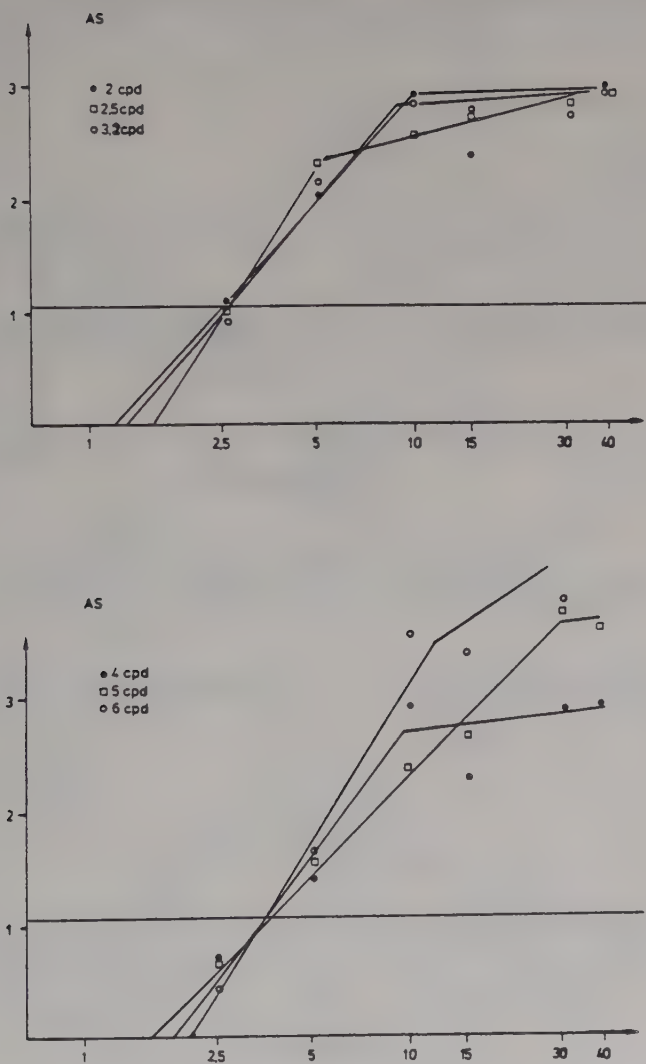


Abb. 45: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude vom Reizkontrast; Typ 2: Log-linearer Zusammenhang mit Sättigung.

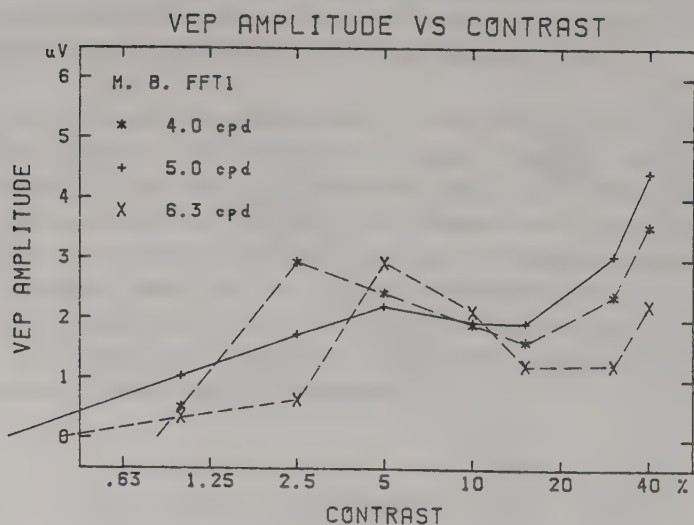
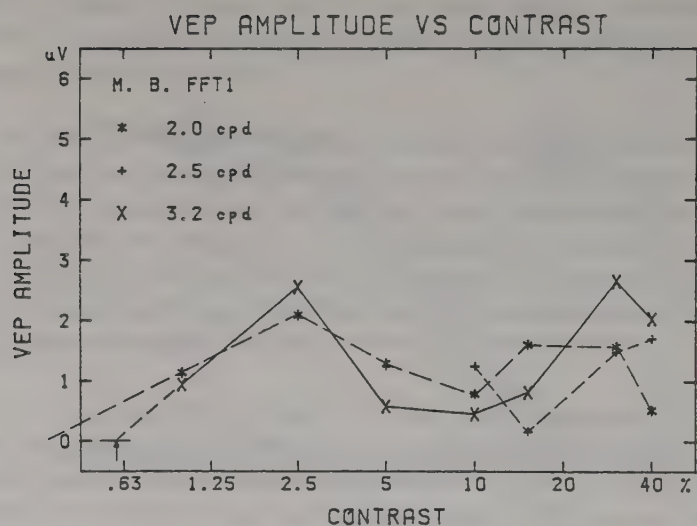


Abb. 46: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude vom Reizkontrast; Typ 3: "Oversaturation". Dieser Reaktionstyp findet sich bei mittlerer Ortsfrequenz, bei der ein Einschnitt im Ortsfrequenzgang vorliegt (s. Abbn. 17-43).

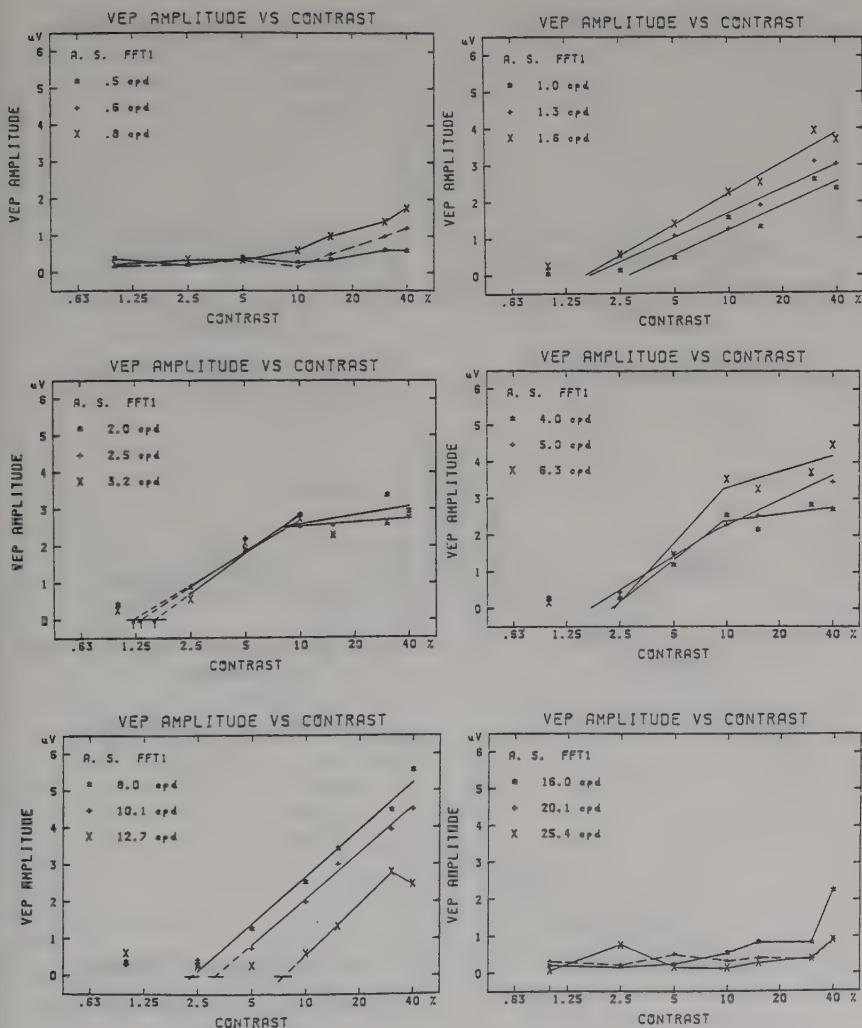


Abb. 47: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude vom Reizkontrast bei 4 Versuchspersonen.

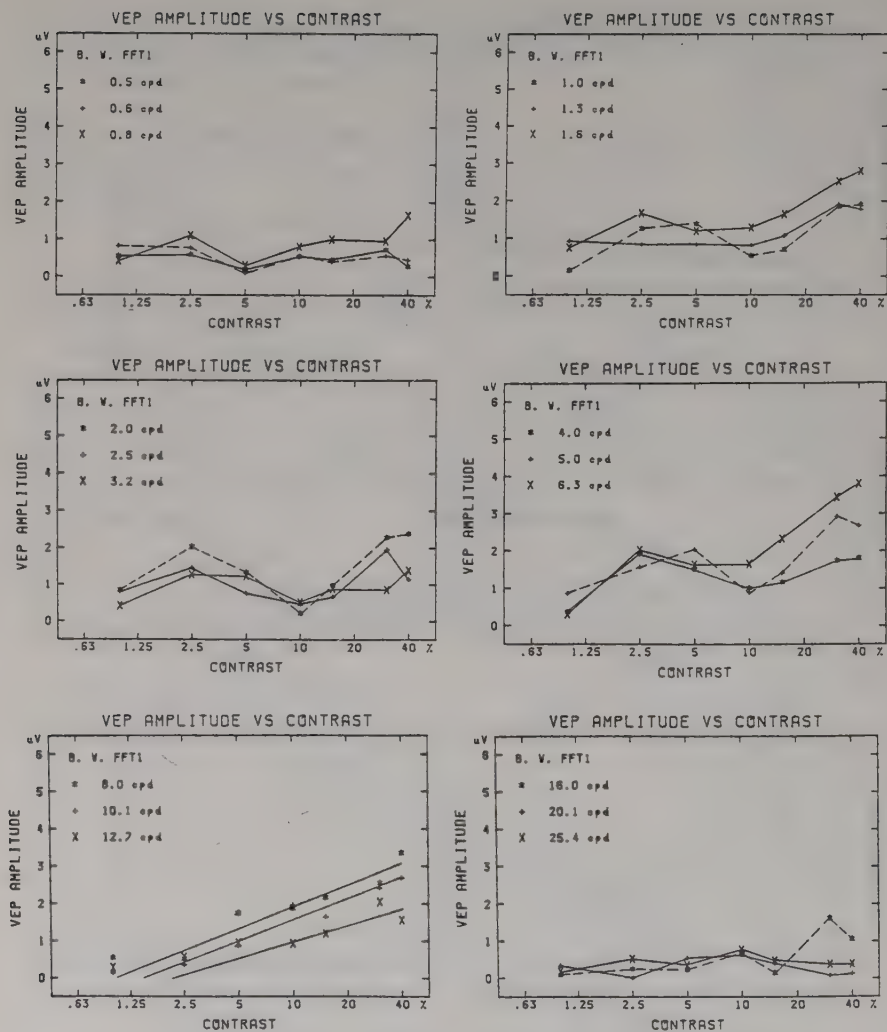


Abb. 47 Fortsetzung

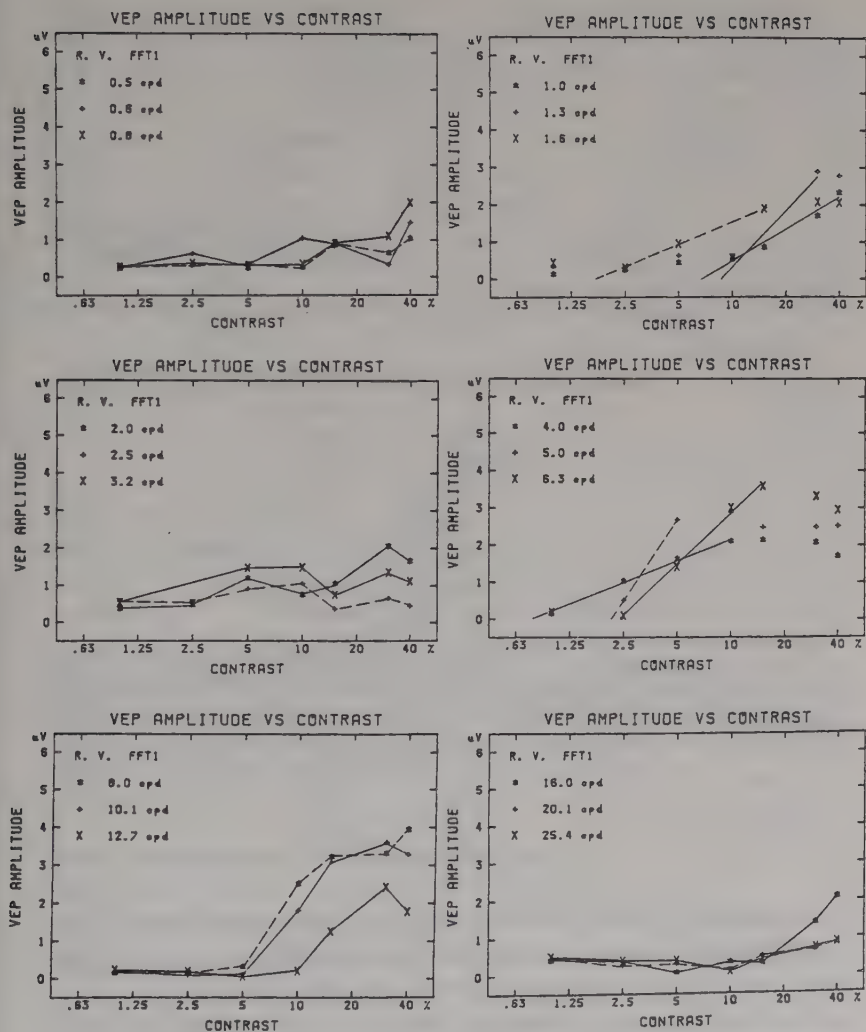


Abb. 47 Fortsetzung

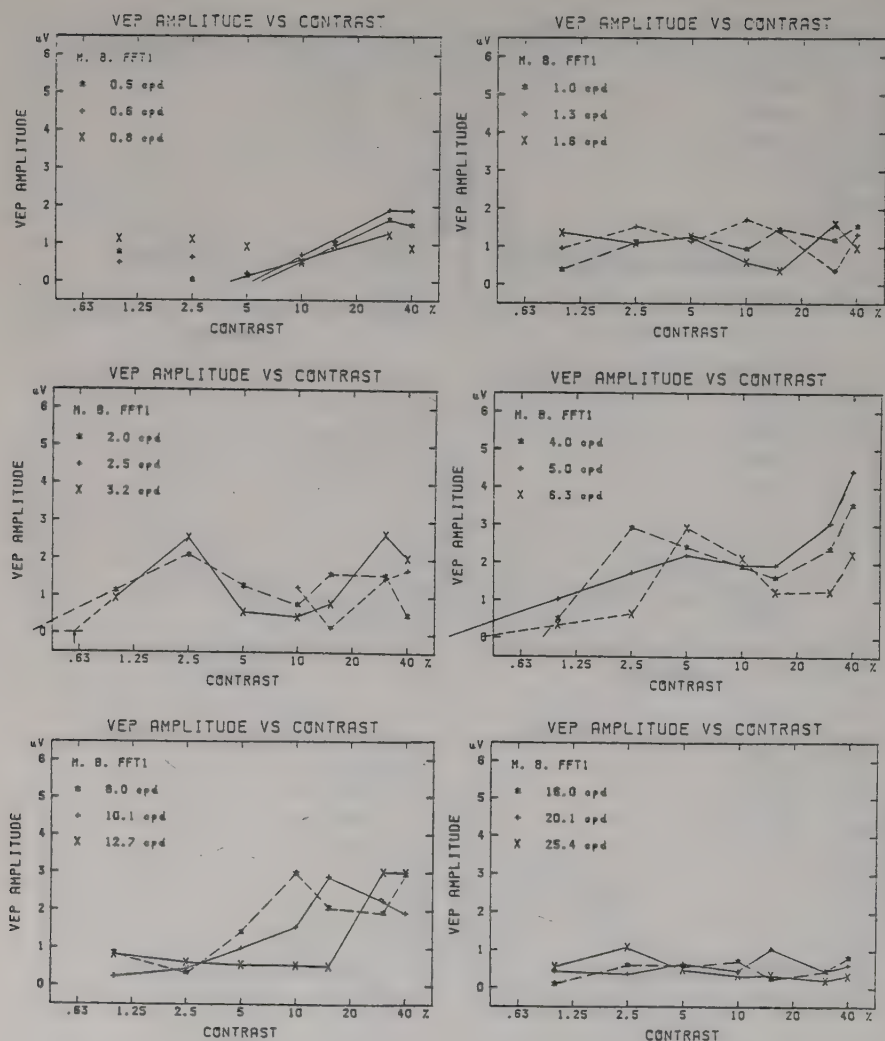


Abb. 47 Fortsetzung

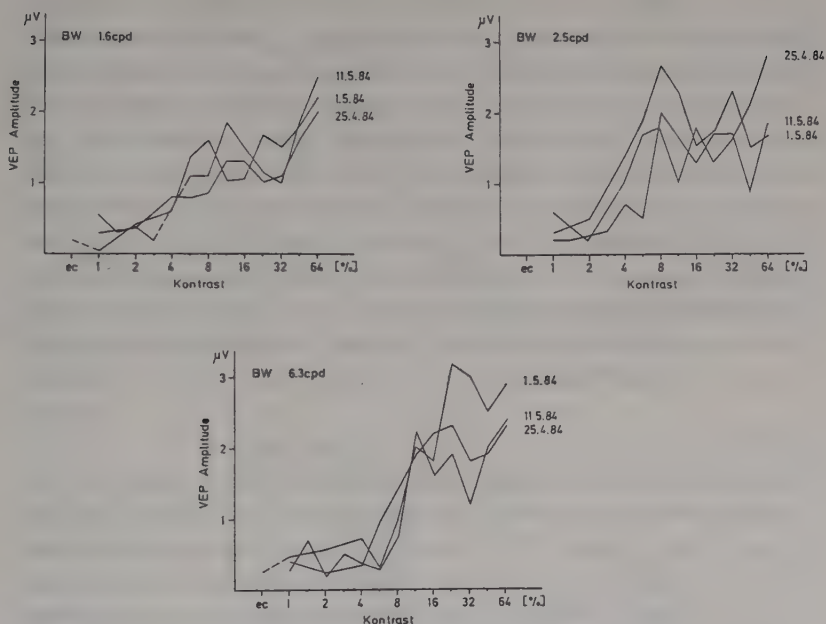


Abb. 48: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude vom Reizkontrast: Wobbeln der Kontrastvariablen. Abbn. 48 und 49 zeigen Kontrollmessungen, um zu prüfen, ob die recht lange Meßdauer bei Abb. 46 den Grund für die unerwartete "oversaturation" darstellt. Der Abfall der Amplitude bei mittlerem Kontrast findet sich aber auch bei direktem Wobbeln der Kontrastvariablen. ("ec": "eyes closed".)

5.3.2 Diskussion der Kontrast-Abhängigkeit

Ein linearer Zusammenhang der VEP-Amplitude mit dem Logarithmus des Reizkontrastes wurde vielfach berichtet (Campbell & Maffei 1970, Campbell & Kulikowski 1972, Spekreijse et al. 1973, Kulikowski 1977, Tyler et al. 1978, Cannon 1983). Schon früh wurde dabei angegeben, daß eine einzige Regressionsgerade nicht unter allen Umständen die Daten adäquat beschreiben kann. Campbell & Maffei (1970) berichten, daß bei Ortsfrequenzen unter 3 cpd zwei Geraden notwendig sind. Apkarian et al. (1981, Fig. 6) geben ein ähnliches

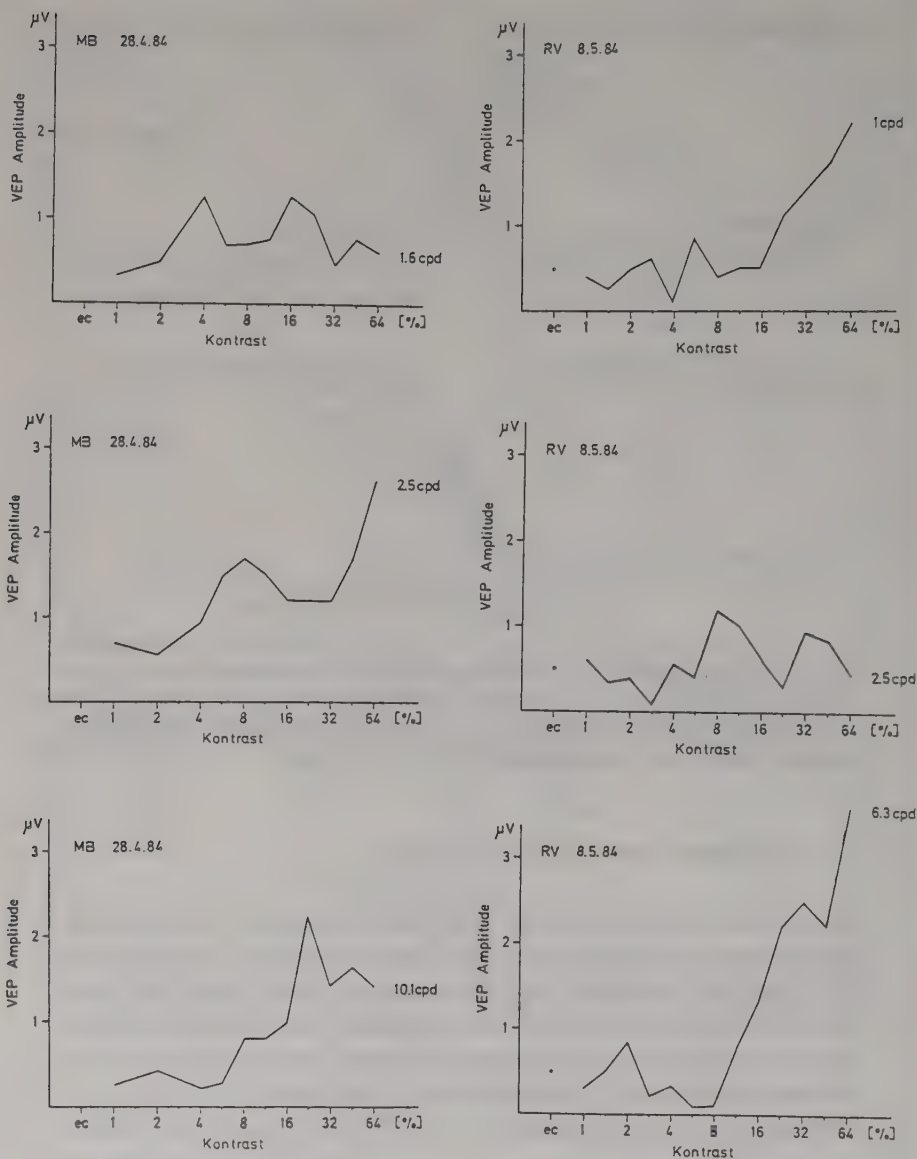


Abb. 49: Abhängigkeit der SSVEP-Amplitude vom Reizkontrast: Wobbeln der Kontrastvariablen für 2 Vpn. S. Abb. 48.

Ergebnis an. Nakayama & Mackeben (1982) zeigen beim SSVEP des wachen Affen, daß zwei Geraden in den meisten Fällen notwendig sind. In diesen drei Arbeiten sind die Steigungen bei höherem Kontrast größer als bei niedrigem. Ein vergleichbares Ergebnis tritt bei den vorliegenden Daten nicht auf. Doch sind die Ergebnisse wenig vergleichbar, da der Knick bei sehr unterschiedlichen Kontrastwerten auftritt. Bei Campbell & Maffei (1970) liegt der kritische Kontrast bei nur 1.6%, bei Apkarian et al. (1981) dagegen bei 50% und 70%. Beide Werte liegen außerhalb des hier vermessenen Bereichs. Die sehr ausführlich untersuchten kritischen Kontraste bei Nakayama & Mackeben (1982) liegen bei 10% - 15%. Hier sind möglicherweise die unterschiedliche Topographie des Affenkortex, sowie die Ableitetechnik direkt an der Kortex-Oberfläche für die Unterschiede zu den vorliegenden Ergebnissen verantwortlich.

Weiterhin besteht Übereinstimmung, daß bei höheren Kontrastwerten Sättigung des VEPs auftreten kann. Der Einsatzpunkt der Sättigung hängt von verschiedenen Parametern ab. Spekrijse et al. (1977) zeigen, daß er von der mittleren Reiz-Leuchtdichte abhängt. Aus Kulikowskis (1977) Daten ist ersichtlich, daß er von der Ortsfrequenz abhängt. Obgleich angenommen wird, daß Sättigung in den meisten Fällen bei ca. 10% - 30% Kontrast einsetzt, zeigen Apkarian et al. (1981), daß Sättigung bis zu Kontrastwerten von 80% ausbleiben kann.

Die gezeigten Ergebnisse zum Sättigungsverhalten (Reaktionen vom Typ 1 und Typ 2) bestätigen diese allgemeinen Aussagen. Bei mittleren Ortsfrequenzen ist dabei die Sättigung besonders ausgeprägt. In den Abbildungen 34 - 43 sieht man, daß sich der Einschnitt der SFC bei mittleren Ortsfrequenzen als besonders frühzeitiges Einsetzen der Sättigung verstehen läßt. Im Bereich der "Hügel" tritt dagegen Sättigung erst bei hohen Kontrasten oder gar nicht auf. Man beachte den Unterschied zu Nakayama und Mackebens (1982) Ergebnissen am Affen: Dort finden sich lineare Kontrast-Funktionen ohne Sättigung vor allem bei mittleren Ortsfrequenzen, also im Bereich des Einschnitts, während die "Hügel" von einem **steileren** Anstieg der Kontrast-Funktion bei hohen Kontrastwerten stammen (s. Abb. 50).

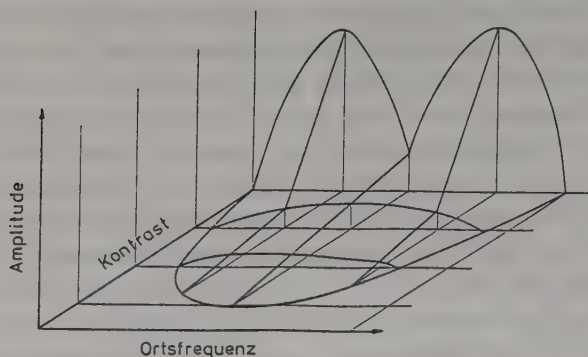


Abb. 50: Schematische Darstellung der Ergebnisse von Nakayama & Mackeben (1982) am Affen. Die Abhängigkeit der Amplitude vom Kontrast wird bei hohen Werten **steiler**, dies führt zu einem zweigipfligen Ortsfrequenzgang.

Zusammenfassend stehen die gezeigten log-linearen Zusammenhänge mit eventueller Sättigung im Einklang mit anderen Literaturberichten. Doch sind letztere nur unter wenig verschiedenen Umständen bestimmten Ergebnisse in unzulässiger Weise verallgemeinert worden³⁷: Die hier beschriebenen Verläufe vom 3. Typ stellen eine weitere - bisher nicht berichtete - Möglichkeit dar.

Ein ähnliches, wenn auch weniger ausgeprägtes, Abfallen der Reaktion bei hohen Kontrasten berichten auch Apkarian et al. (1981). Allerdings trat dies nur bei Werten über 80% auf (Tyler, mündliche Auskunft). Apkarian et al. sprechen von "oversaturation".

³⁷ Campbell & Kulikowskis (1972) weithin zitierter Befund eines log-linearen Zusammenhangs über einen weiten Kontrastbereich wurde z. B. nur an einer einzigen Versuchsperson und nur bei einer einzigen Ortsfrequenz erhoben!

Es stellt sich wiederum die Frage, wie dieses Verhalten zu erklären ist. Offensichtlich ist die Beschreibung als einem Mechanismus, der unter manchen Umständen ein monotones Verhalten zeigt, und unter anderem nicht, wenig befriedigend. Es ist wieder hilfreich, zwei Mechanismen zu postulieren, die - jeder für sich - monotones Kontrast-Verhalten zeigen, aber mit unterschiedlichem Schwellenkontrast, anderer Abhängigkeit der Steigung von der Ortsfrequenz, o. ä. Bei geeigneter Charakteristik können diese Mechanismen mit den vorher zur zur Erklärung der bimodalen SFCs geforderten zur Deckung gebracht werden. Unterscheiden wir z. B. einen "Hoch-Kontrast"- und einen "Niedrig-Kontrast"-Mechanismus (HK & NK), so genügen folgende angenommenen Eigenschaften zur Erklärung der Befunde:

- NK reagiert bei niedrigen Kontrasten oder über den gesamten Kontrastbereich, HK reagiert nur bei hohem Kontrast (ab. ca. 5%).
- Die zeitliche Phase der beiden Mechanismen hängt in unterschiedlicher Weise von der Ortsfrequenz ab. Bei mittleren Ortsfrequenzen und Kontrasten sind NK und HK häufig in Gegenphase, was zu elektrischer Auslöschung an der Ableitestelle führt.
- NK zeigt einen Zusammenhang mit der psychophysischen CSF, HK nicht (s. 5.4).

Offensichtlich läßt sich durch diese Annahmen auch das Sättigungsverhalten des 2. Reaktionstyps erklären. Unter "Sättigung" versteht man üblicherweise das Verhalten eines einzigen Mechanismus, der an die Grenzen seines normalen Arbeitsbereichs gebracht wird, etwa aufgrund der maximal möglichen Nerven-Impulsrate. Man erwartet ein Abknicken der Amplituden-Funktion zu einer Parallelen zur unabhängigen Koordinatenachse, in diesem Fall der Kontrast-Achse. Tatsächlich gibt es aber keinen Anhaltspunkt, warum das beim Typ 2 auftretende Verhalten in diesem Sinne durch Sättigung erklärt werden sollte. Auch das oft auftretende leichte Ansteigen der Amplituden-/Kontrast-Funktion nach dem Abknicken ist einfacher mit dem Wirksamwerden eines Hochkontrast-Mechanismus zu erklären.

5.3.3 Signale unter dem Rauschniveau

Ein weiteres merkwürdiges Phänomen der Kontrast-Abhängigkeit verdient Aufmerksamkeit: Im Bereich der Schwelle liegen häufig die Amplituden beträchtlich **unter** dem Rauschniveau (s. Abb. 47). Dieses Ergebnis wurde statistisch geprüft, es ist auf dem 0.1%-Niveau signifikant (Tab. 4). Ein schwacher Reiz synchronisiert also gewissermaßen das EEG und verhindert gleichzeitig, daß Spontanaktivität bei der Reizfrequenz auftritt. Das Phänomen ist vergleichbar mit der sogenannten "Alpha-Blockade", bei der Alpha-Aktivität des EEGs beim Öffnen der Augen unterdrückt wird zugunsten von Beta-Aktivität. In welcher Weise solche "Inhibition" erklärt werden kann, ist unklar. In jedem Fall wirft das Auftreten der "Undershoots" Zweifel auf die Modellvorstellung einer additiven Überlagerung des Signals eines unabhängigen VEP-Generators mit der Spontanaktivität des Restsystems. Gewisse Neuro-nengruppen des visuellen Systems scheinen vielmehr nicht unerheblich zum Spontan-EEG beizutragen, und bei einem schwachen visuellen Reiz synchronisiert und in ihrer Aktivität gehemmt zu werden.

Tabelle 4
Signale unter dem Rauschniveau

Vp *	Ja	Nein	Unent- scheidbar	
AS	10	6	2	$n_{Ja/Nein} = 54$
MB	9	1	7	$s = 2.59$
BW	10	0	8	$z = 6.92$
RV	16	2	1	$p = 10^{-9}$
	45	9	18	

* Siehe Abb. 47

5.4 Zusammenhang mit der Kontrastempfindlichkeits-Funktion

Von Zusammenhängen zwischen der VEP-Amplitude und psychophysischer Kontrastempfindlichkeit wurde in dieser Arbeit mehrfach gesprochen (s. 5.2). Keidels und Campbell & Maffei's Methode bestand darin, den Reizkontrast soweit zu verringern, bis kein nachweisbares VEP mehr ausgelöst wurde, und mithilfe linearer Regression den extrapolierten Schwellenwert zu bestimmen. In Abb. 44 sind diese Schnittpunkte mit kleinen Pfeilen gekennzeichnet. Dabei ist zu beachten, daß der Schnittpunkt mit der **Achse** maßgebend ist, nicht wie gelegentlich angenommen, mit dem mittleren Rauschniveau. Bei dem Kontrastwert, der dem Schnittpunkt mit dem Rauschniveau entspricht, ist nämlich noch Signalenergie vorhanden, nur ist die Reaktion vom Rauschen überdeckt.

In den räumlichen Darstellungen der Abbildungen 34 - 43 erscheinen diese Schnittpunkte in der horizontalen Kontrast/Ortsfrequenz-Koordinatenebene. Sie bilden eine horizontale Schnittlinie (einen "Fußweg um das VEP-Gebirge"), welche die durch das VEP vorhergesagte Kontrastempfindlichkeit (VEP-CSF) darstellt.

Diese Extrapolationen sind für 4 Vpn berechnet worden; die Ergebnisse sind in Abb. 51 dargestellt. Abgesehen von einigen Abweichungen, die ich auf Meßfehler zurückführe, stimmen extrapolierte VEP-Werte und CSF im Bereich mittlerer Ortsfrequenzen recht gut überein. Bei niedrigen Ortsfrequenzen ergeben sich größere Abweichungen. Doch ist deren Größe schwer zu beurteilen, da dort die EP-Schätzungen wenig zuverlässig sind: Bei niedriger Ortsfrequenz sind nur wenig Datenpunkte überschwellig (bis 40% Kontrast), so daß man die Regressionsgeraden nicht sinnvoll bestimmen kann. Außerdem stammen die Kontrast-Abhängigkeiten, die hier zugrunde liegen, wie gesagt nicht aus direkten Kontrast-Sweeps, sondern aus SFCs, die bei mehreren Kontrastwerten erhoben wurden³⁸ (s. 5.3). Die Meßgenauigkeit bei niedrigen und hohen Ortsfrequenzen ließe sich erhöhen durch: a) Direkte Kontrast-Sweeps, b) längere Meßdauer, c) höhere Kontrastwerte.

Die Ergebnisse stehen im Einklang mit anderen Literaturberichten (s. 5.2). Fragen der Genauigkeit der CSF-Schätzung durch VEPs lassen sich mit diesen Daten nicht klären, dazu müßte man zuverlässigere Daten auf eine der angegebenen Weisen erheben.

Bei den Vpn BW und MB sind zusätzlich Kontrastschwellen eingezeichnet, die sich aus der Regression des Hoch-Kontrast-Astes bei Kontrastabhängigkeiten vom Typ 3 ergeben. Wie man sieht, zeigen sie keinen Zusammenhang mit der psychophysischen Kontrastempfindlichkeit.

5.5 Interpretation der Amplituden-Ergebnisse:

Die VEP Amplitude ist kein Maß der Empfindlichkeit

Wie lassen sich nun die berichteten Ergebnisse zu den SSVEP-Amplituden mit der subjektiven Seh-Empfindlichkeit in Zusammenhang bringen?

An der Kontrastschwelle entsprechen sich SSVEP-Daten und subjektive Empfindung: VEP-Amplituden werden beim gleichen Kontrast überschwellig, an dem auch der erste Eindruck einer Musterwahrnehmung entsteht. Bei ansteigendem Kontrast finden sich keine Entsprechungen zwischen Psychophysik und

³⁸Die Reihenfolge der SFC-Messungen ging dabei sowohl mit ansteigendem als auch mit abfallendem Kontrast einher. Dies scheint im Widerspruch zu einer Empfehlung von Nelson et al. (1984), nur aufwärts-Sweeps bei Kontrastvariation zu verwenden. Bei abwärts-Sweeps sei die Schätzung der Kontrastempfindlichkeit weniger genau. Doch bezieht sich ihre Empfehlung auf eine stetige Wobbeltechnik. Bei stetigem Wobbeln folgt die VEP-Amplitude einer Änderung des Kontrasts mit gewisser Verzögerung, sodaß bei Abwärts-Sweeps die Amplitude insbesondere im Schwellenbereich erhöht ist. Da wir mit diskreten Werten reizen, tritt dieser Effekt nicht auf, eine Messung ist immer genau auf einen Reiz bezogen. Da Nelson et al. phasenstarres Ableiten verwenden (s. 3.11), besprechen sie im Zusammenhang mit der Schwellenbestimmung auch die Notwendigkeit, innerhalb kurzer Zeitspannen eine "Baseline" zu bestimmen. VEP-Amplituden bei phasenstarrer Ableitung sind sowohl positiv als auch negativ; verwendet man, wie hier der Fall, RMS-Werte, liegt dagegen die Baseline fest bei 0 Volt.

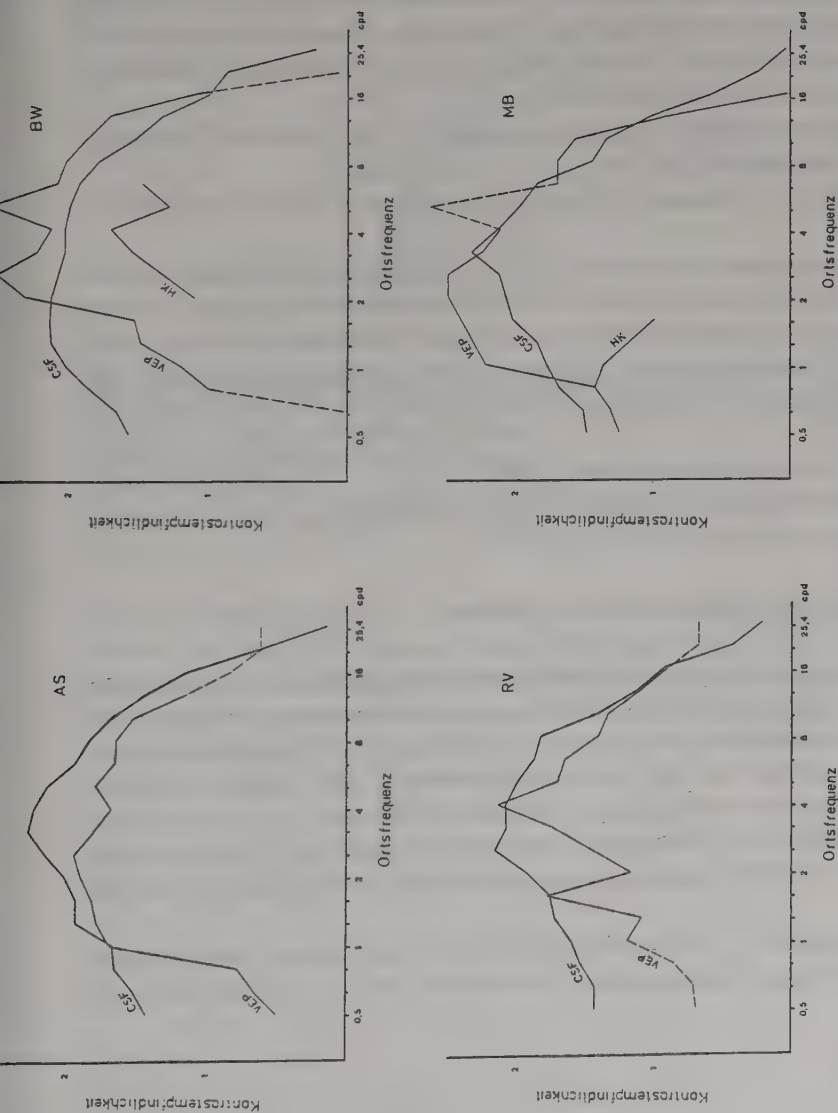


Abb. 51: Psychophysische Kontrastempfindlichkeit (CSF) und aus SSVEPs mithilfe extrapolierter Schwellen bestimmte Kontrastempfindlichkeit (SSVEP-CSF; VEP) für vier Vpn. Die "Spitzen" bei mittleren Ortsfrequenzen führe ich auf Meßfehler zurück. HK: Regression des Funktionszweigs bei hohem Kontrast bei Kontrastabhängigkeiten vom Typ 3.

VEP mehr: Überschwellig steigt der subjektiv empfundene Kontrast linear mit dem physikalischen an. Dies geschieht unabhängig von der Ortsfrequenz; Gitter gleichen überschwelligen Kontrasts aber verschiedener Ortsfrequenz werden als gleich kontrastreich wahrgenommen (Georgeson & Sullivan 1975). Die hier gezeigten VEP-Amplituden steigen zwar ebenfalls im allgemeinen mit zunehmendem Kontrast an, doch

- a) ist die Steigung dieses Zusammenhangs von der Ortsfrequenz abhängig,
- b) tritt Sättigung auf und
- c) gibt es Ortsfrequenzen, bei denen die Amplitude nicht monoton ansteigt.

Meine ursprüngliche Erwartung, SFCs auf einfache Weise als schnell durchzuführende Methode zur Beurteilung des Sehvermögens einzusetzen, läßt sich mit diesen Ergebnissen schwer vereinbaren: SSVEP-Amplituden sind als Maß der **Empfindungsstärke** ungeeignet. Folgende Eigenschaften wären dazu notwendig:

- a) Linearer Anstieg mit zunehmendem Kontrast,
- b) Steigung dabei unabhängig von der Ortsfrequenz,
- c) Keine Sättigung bis 100% Kontrast.

Keine dieser Voraussetzungen ist erfüllt.

Die gleichen drei Voraussetzungen wären hinreichend, um Amplituden als Maß der **Empfindlichkeit** zu benutzen. In diesem Fall könnte man vom Verlauf der (überschwelligen) SFC auf den der (schwellennahen) CSF schließen (siehe zur Illustration Abb. 52). Vergleichbare Annahmen liegen zugrunde, wenn eine SFC zu einer CSF "umskaliert" wird wie bei Fiorentini et al. (1983) oder Pirchio et al. (1978). Der unterschiedliche Verlauf von SFC und CSF zeigt aber, daß SSVEP-Amplituden auch kein Maß der Empfindlichkeit sein können.

Schließlich ist die SSVEP-Amplitude auch kein Maß der überschwelligen **Unterschieds-Empfindlichkeit**. Der Verlauf letzterer ähnelt dem einer CSF.

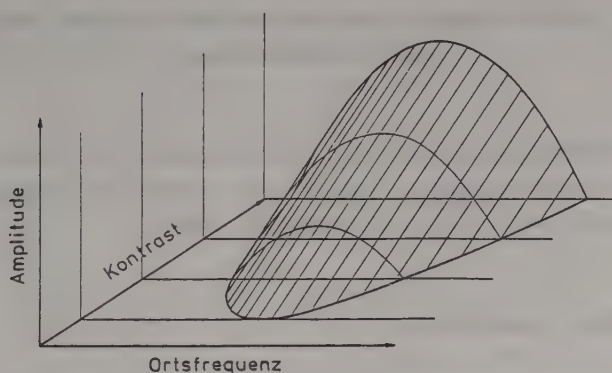


Abb. 52: Schematische Darstellung eines hypothetischen Zusammenhangs zwischen VEP-Amplitude, Kontrast und Ortsfrequenz, der die folgenden Eigenschaften aufweist:

- 1) Linearer Anstieg mit zunehmendem Kontrast,
- 2) Steigung dabei unabhängig von der Ortsfrequenz,
- 3) keine Sättigung.

Diese Voraussetzungen wären ausreichend, um vom Verlauf an der Schwelle auf den (überschwelligen) Ortsfrequenzgang zu schließen.

Sollen also VEP-Ergebnisse zur Beurteilung des Sehvermögens eingesetzt werden, muß man sich entweder darauf beschränken, Unterschiede zum Normalverlauf zu untersuchen, oder man muß Erklärungen für den spezifischen Verlauf der SFC finden, um davon ausgehend weitere Schritte zu planen.

5.6 Einige ineffektive Versuche zur Aufklärung des Verlaufs des Ortsfrequenzgangs

Auf mögliche Erklärungen des SFC-Verlaufs komme ich an späterer Stelle zurück; in diesem Abschnitt möchte ich einige Versuche zur Aufklärung des SFC-Verlaufs berichten, die nicht weitergeführt haben.

5.6.1 Höhere Reizhelligkeit

Die verwendeten Sichtgeräte HP-1304A und HP-1310A arbeiten im unteren skotopischen Bereich. Es stellte sich die Frage, ob der Einschnitt der SFC eine Anomalie darstellt, die mit dieser relativ geringen Reizhelligkeit zusammenhängt. Für einige ausführlich vermessene Versuchspersonen wurden deshalb einige Messungen bei sehr hoher Reizhelligkeit durchgeführt. Dazu wurde ein Joyce-Display verwendet; die Reize hatten eine mittlere Helligkeit von 310 cd/m^2 .

Die Abbildung 53 zeigt die erhaltenen Ortsfrequenzgänge. Bei hoher Helligkeit ergibt sich ein deutlich veränderter Verlauf mit großen Amplituden. Der Einschnitt bei mittlerer Ortsfrequenz bleibt jedoch erhalten.

5.6.2 Geringere Schrittweite im Übergangsbereich

Alle bisher berichteten SFC-Ergebnisse waren mit Schrittweiten von $1/3$ Oktave in der Ortsfrequenz-Variablen gewonnen worden. Der Einschnitt manifestierte sich deshalb jeweils in relativ wenig Meßpunkten. Ich stellte mir die Frage, ob durch höhere Auflösung im Bereich mittlerer Ortsfrequenzen weitere Besonderheiten des SFC-Verlaufs sichtbar würden.

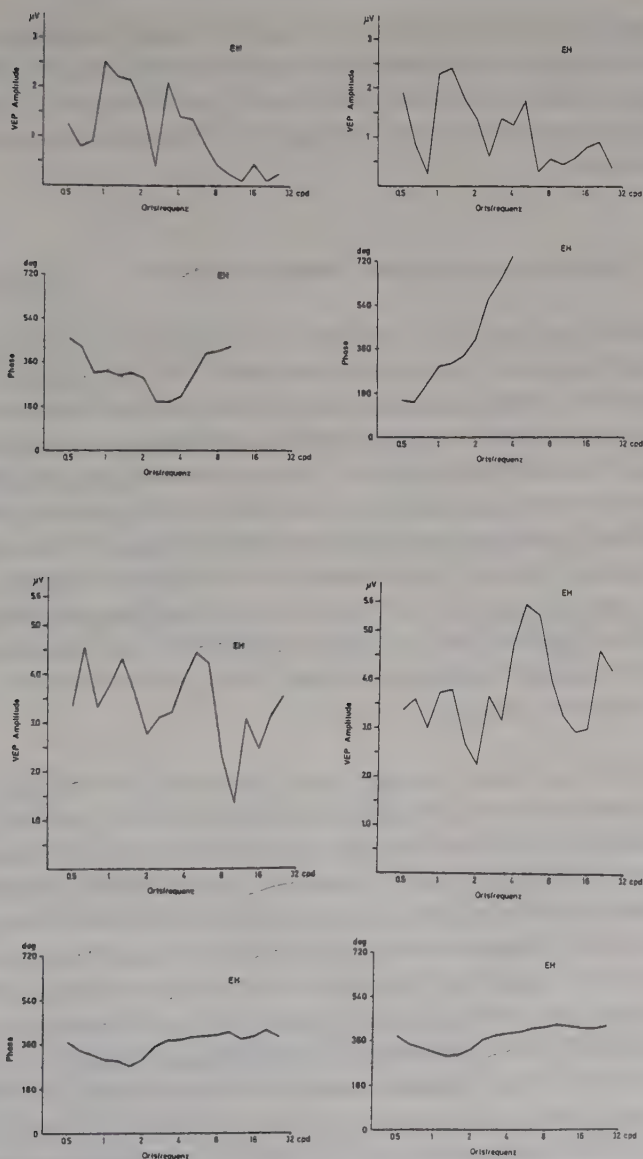


Abb. 53: Höhere Reizhelligkeit: Ortsfrequenz- und Phasengang je zweimal in einer Sitzung für VP EH a) bei normaler Reizhelligkeit (HP-1304, 8 cd/m²); b) bei Reizung mit dem "Cambridge-Display" (310 cd/m²). Die Reizhelligkeit beeinflusst den Verlauf des Ortsfrequenzgangs. Es ergibt sich aber in keinem Fall ein eingipfliger Verlauf.

Abbildung 54 zeigt einen Ausschnitt aus der SFC zweier Versuchspersonen mit einer Auflösung von 1/9 Oktave. Die gesamte Kurve liegt im Bereich des Rauschens. (Damit ist auch der recht "rauhe" Verlauf erklärt.) Es ergeben sich im Bereich des Einschnitts entgegen der Erwartung keine weiteren Besonderheiten.

5.6.3 Vektoriell und skalares Amplitudenmittel

In den Abschnitten 3.5 und 3.7 habe ich dargestellt, wie sich bei der Mittelung spektraler Komponenten vektoriell und skalar unterscheiden. Tony Norcia äußerte die Idee, den Quotient der beiden Mittel zu bilden und dessen Verlauf in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz zu betrachten (skalares Mittel im Nenner). Da sich beim vektoriellen Mittel entgegengesetzte Rauschvektoren aufheben, ist das vektorielle Mittel stets kleiner als das skalare, der Quotient also kleiner als Eins. Bei Signalen, die weit über dem Rauschen liegen, liefern beide Mittel das gleiche Ergebnis und der Quotient nähert sich dem Wert Eins. Für Signale in Höhe des Rauschniveaus beträgt das skalare Mittel im Mittel das $\pi/2$ -fache des vektoriellen (vgl. 3.10); der Quotient beträgt also im Mittel $2/\pi = 0.6$. Für kleinere Signale geht der Quotient gegen Null.

Soweit erbringt dieser Quotient keine Information, die nicht aus dem Vergleich des Signals mit dem Rauschen zu ersehen wäre. Nun ist dabei immer vorausgesetzt, daß ein vom Reiz fest determiniertes Signal vorliegt, und gemessene Schwankungen durch Überlagerung von Rauschen zu erklären sind. Ein anderes Bild ergibt sich, wenn man annimmt, daß das Signal selbst gewissen Schwankungen unterliegt, etwa einer langsamen Phasendrehung im Verlauf einer Messung, oder einem Hin-und-her-Springen zwischen diskreten Phasenwinkeln im Bereich des Einschnitts der SFC, sozusagen alternierendes Wirksamwerden zweier angenommener neuronaler Mechanismen. In solchen Fällen würden sich bei vektorieller Mittelung nicht nur Rauschanteile sondern auch Signalanteile aufheben, sodaß das vektorielle Mittel kleiner ausfiele. Dies würde sich durch Absinken des Quotienten bei überschwelligen Signalen bemerkbar machen. Für schwellennahe Signale wäre der Unterschied allerdings nicht sichtbar.

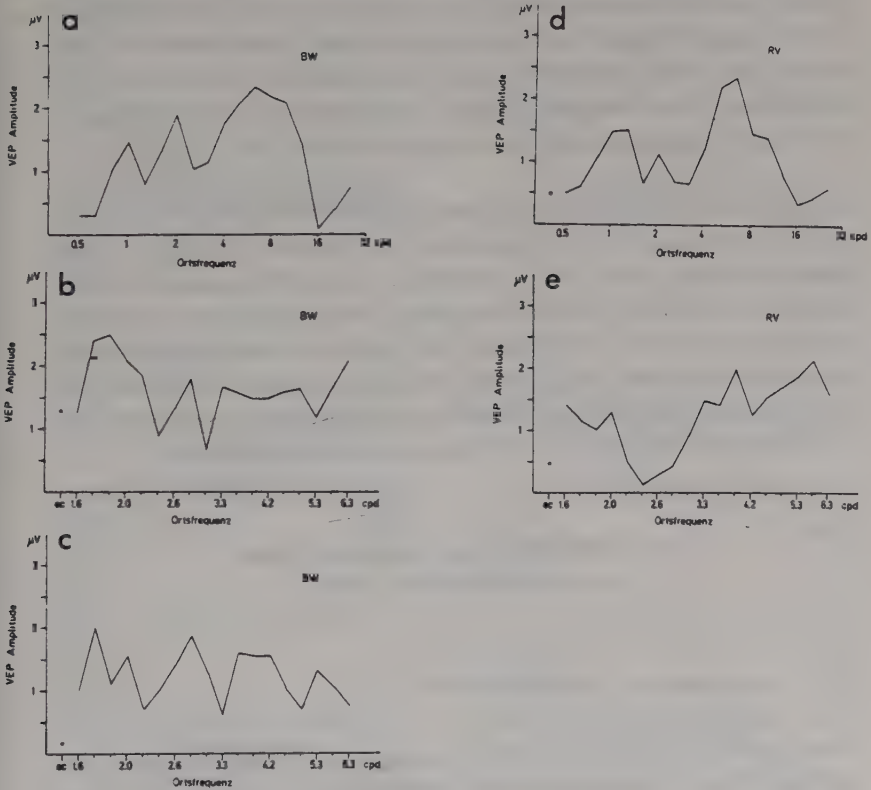


Abb. 54: Höhere Auflösung des Ortsfrequenzgangs im Bereich des Einschnitts:
a) und **b)** Ortsfrequenzgang der Vp BW im Bereich 0,5 - 25,4 cpd und im Bereich 1,6 - 6,3 cpd, in der gleichen Sitzung gemessen;
c) Bereich 1,6 - 6,3 cpd, an einem anderen Tag gemessen;
d) und **e)** dto. für eine weitere Vp.
 Die Kurven im Bereich des Einschnitts liegen auf der Höhe des Rauschniveaus; es ergeben sich dort keine Besonderheiten.

In der Abbildung 55 sind die Quotientenverläufe beispielhaft für 4 Versuchspersonen dargestellt. Wie zu erwarten, nähert sich der Quotient für überschwellige Signale dem Wert Eins. An den Bereichsgrenzen und im Bereich des SFC-Einschnitts sinkt der Quotient ab. Im überschwelligen Bereich ergibt sich kein konsistentes Bild etwaiger Abweichungen von eins, das auf die genannten Signalschwankungen hinweisen würde. Im Bereich des Einschnitts, in dem derartige Hinweise von besonderem Interesse wären, ist der Quotient wie gesagt leider ein ungeeignetes Maß.

Bei kritischer Betrachtung scheint mir der Quotient insgesamt ein unhandliches Analysemitel, weil eine quantitative Interpretation schwierig ist: Wie interpretiere ich z. B. einen Unterschied zweier VEP-Ergebnisse mit den Quotienten 0.5 und 0.7? Der Quotient enthält Information über die Streubreite der Phasen von Komponenten, die in die Mittelung eingingen. Da er jedoch in komplizierter (und in jedem Fall nicht-linearer) Weise von der Phasen-Streubreite abhängt, scheint es mir naheliegender, das in Abschnitt 3.6 angegebene direktere Maß der Phasen-Streuung heranzuziehen.

5.7 Abhängigkeit der zeitlichen Phase von der Ortsfrequenz (SFC)

5.7.1 Ergebnisse zur Phasenabhängigkeit

In den Abbildungen 17 - 31 (5.1.2) wurde neben Amplituden auch schon die zeitliche Phase der 16-Hz-Komponente in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz gezeigt. Ihre Eigenschaften lassen sich aus den Abbildungen ablesen:

- 1) Wie bei den Amplituden ergibt sich kein einheitlicher Verlauf für alle Vpn, trotzdem gibt es allgemeine Eigenschaften.
- 2) Grundsätzlich steigt die Phase mit zunehmender Ortsfrequenz an. Der Verlauf ist aber nicht monoton und auch nicht über den gesamten Bereich linear.

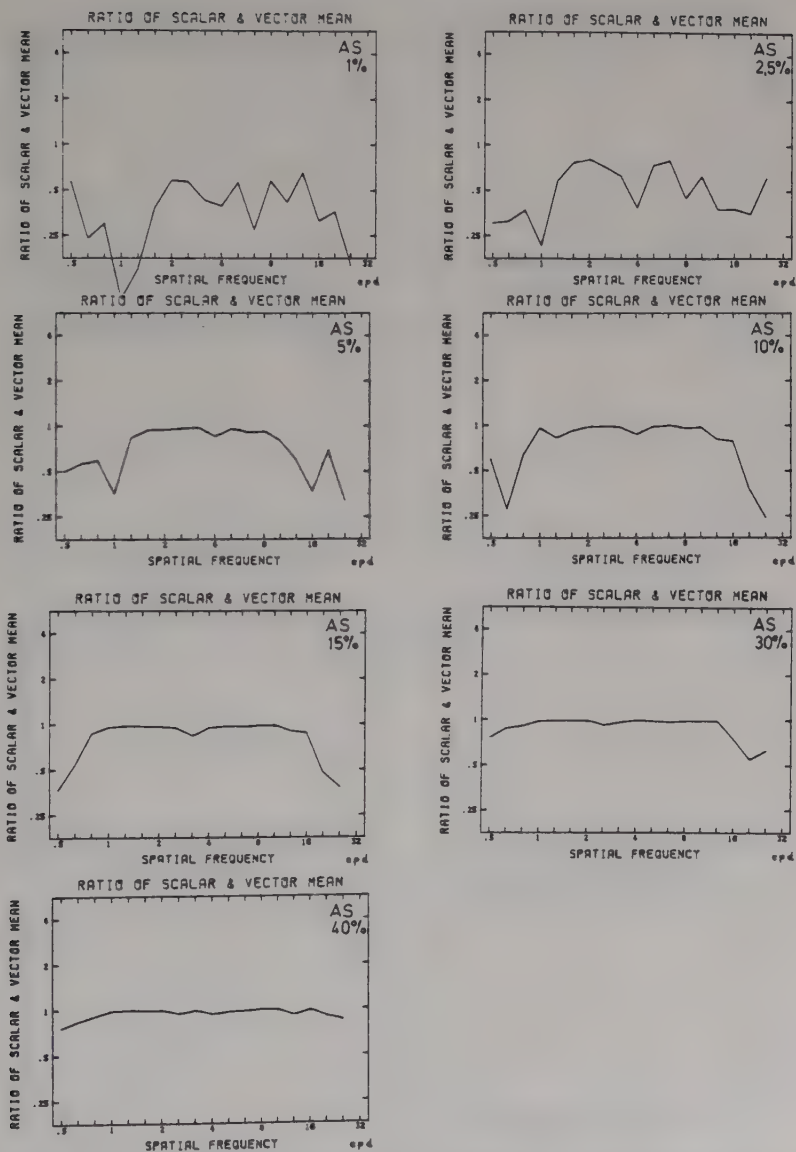


Abb. 55: Quotient des skalaren und vektoriellen Mittels in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz bei verschiedenen Kontrastwerten (zur Bedeutung des Quotienten s. Text).

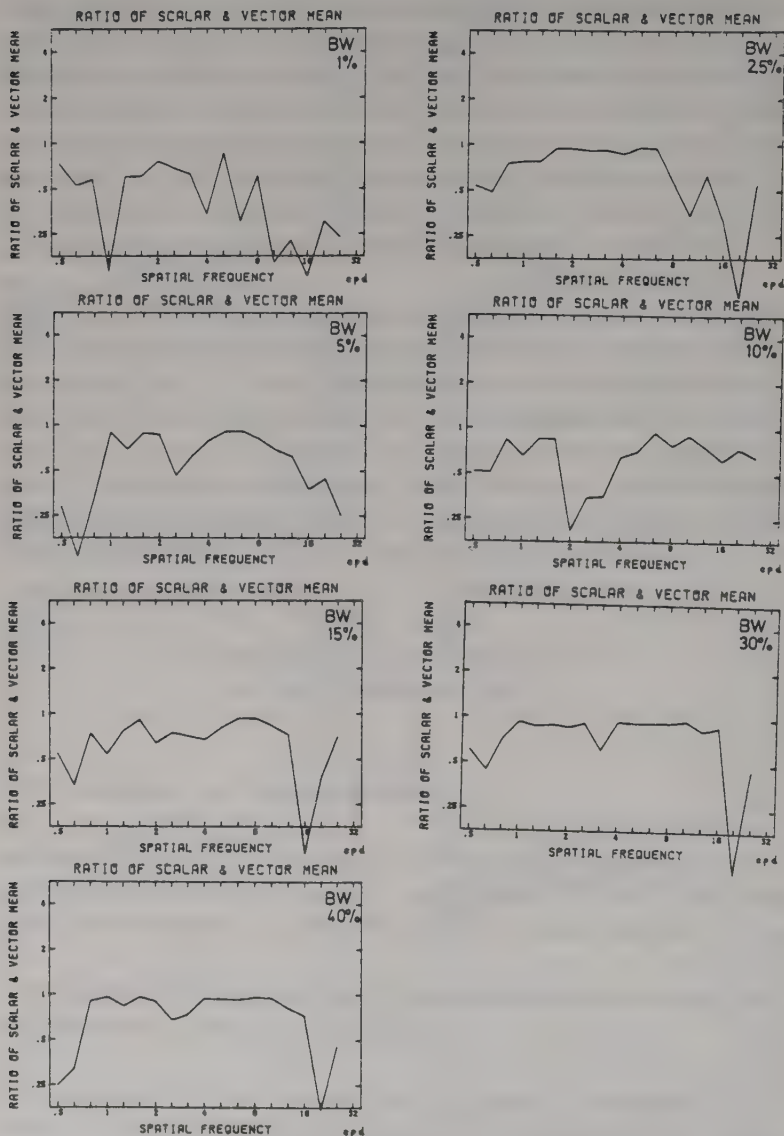


Abb. 55 Fortsetzung

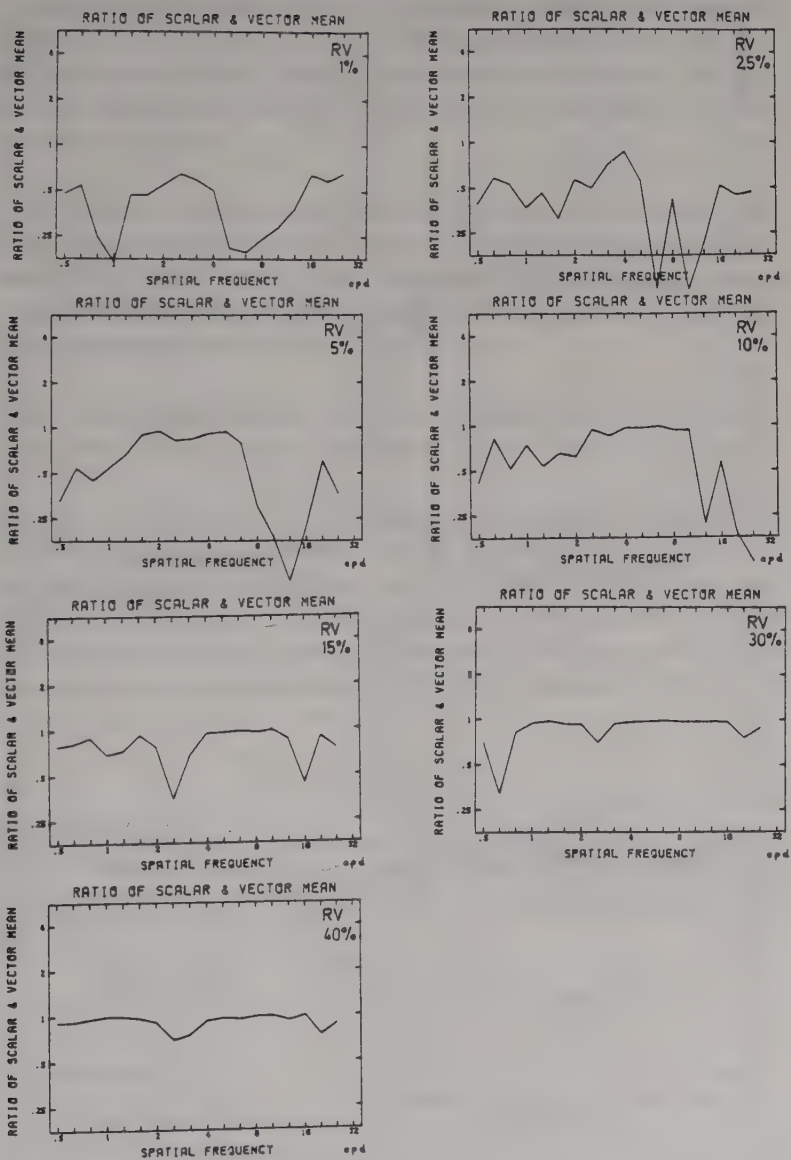


Abb. 55 Fortsetzung

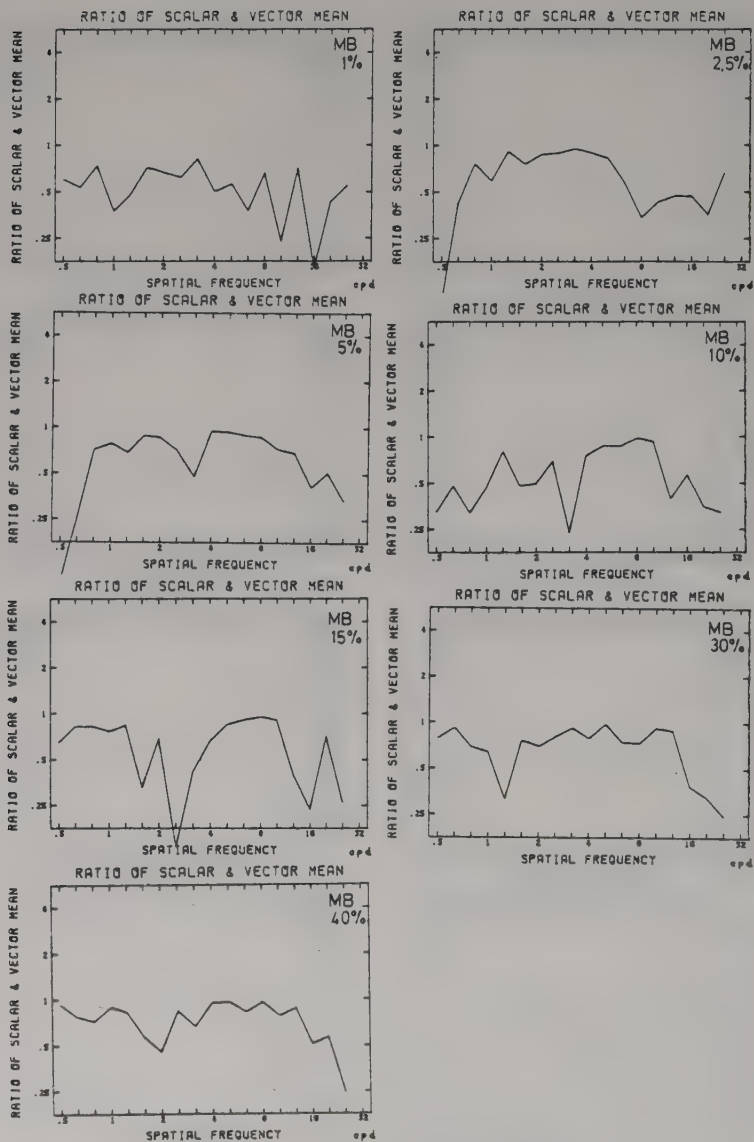


Abb. 55 Fortsetzung

3) Abweichungen von der Monotonie liegen **immer in dem Ortsfrequenzbereich, in dem der Amplitudengang einen Einschnitt zeigt**. Doch ist nicht umgekehrt bei jedem Einschnitt die Monotonie unterbrochen; der Phasenverlauf kann dort eine besonders hohe Steigung besitzen, oder sich einfach gleichförmig fortsetzen.

4) Die Bereiche unterhalb und oberhalb des Einschnitts lassen sich gut linear annähern. Die Steigungen sind dabei innerhalb und zwischen V_{pn} verschieden. Für Ortsfrequenzen unterhalb des Einschnitts ist die Steigung meist gering, ca. $0 - 45^\circ/\text{Oktave}$. Für Ortsfrequenzen oberhalb des Einschnitts sind die Steigungen größer, etwa $90 - 135^\circ/\text{Oktave}$.

Diese Phasenverläufe ändern sich nicht grundlegend, wenn der Kontrast bis ca. 15% erniedrigt wird. Das ist beispielhaft für drei V_{pn} in Abb. 56 gezeigt.

Um einen Überblick über die Zuverlässigkeit der erhaltenen Phasenwerte zu gewinnen, habe ich den Standardfehler des skalaren Mittels bestimmt (obgleich ich jetzt den Standardfehler bei vektorieller Mittelung vorziehen würde, s. 3.7). Ihr Verlauf in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz ist für einige Versuchspersonen in Abb. 57 gezeigt. Dabei kann übrigens aufgrund der Art der Berechnung als maximaler Wert $\pm(180^\circ/\sqrt{2})/\sqrt{n}$ auftreten³⁹, bei $n=6$ also $\pm 52^\circ$.

³⁹ Es ist intuitiv klar, daß sich die größte Streuung ergibt, wenn bei n Winkeln $(n/2 + 1)$ Werte in die gleiche Richtung φ zeigen, und $(n/2 - 1)$ Werte in die entgegengesetzte. Der mittlere Winkel (d. h. der, bei dem sich die kleinste Standardabweichung ergibt) ist dann gleich φ , und die Standardabweichung ist (für große n)

$$s = \sqrt{\frac{\sum (\varphi_i - \varphi)^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{(n/2 - 1) \cdot 180^2}{n - 1}} \approx \pm 180 / \sqrt{2};$$

der Standardfehler ist

$$s' = (180^\circ/\sqrt{2}) / \sqrt{n}$$

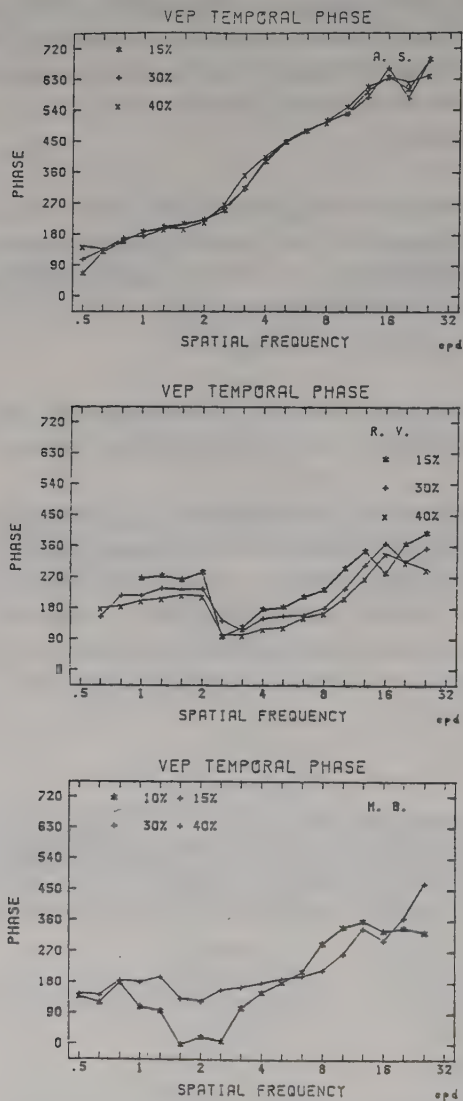


Abb. 56: Abhängigkeit der zeitlichen Phase von der Ortsfrequenz für einige hohe Kontrastwerte. Erniedrigen des Kontrasts bis etwa 15% ändert den Phasenverlauf nicht grundlegend.

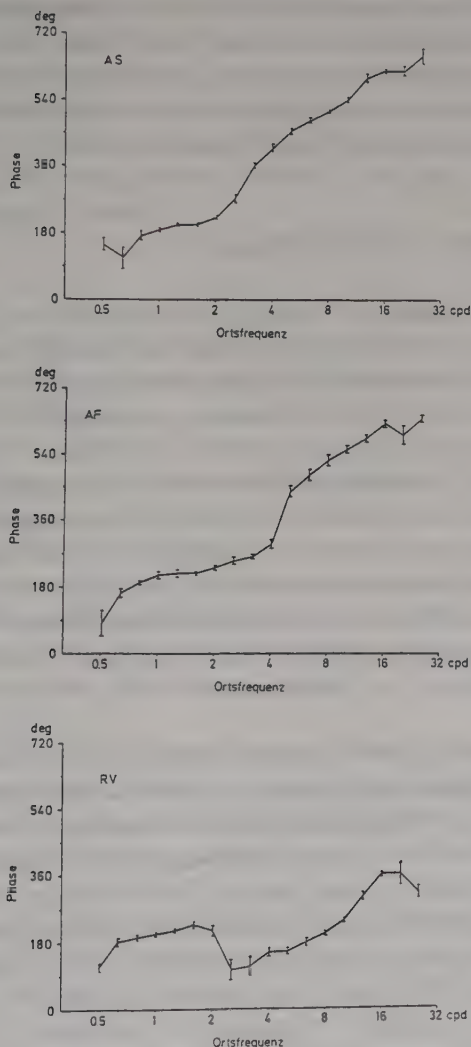


Abb. 57: Standardfehler des skalaren Phasenmittels für einige Vpn. Die Standardfehler beziehen sich auf das Mittel von 6 Durchgängen innerhalb einer Sitzung (sie sind also bereits durch $\sqrt{5}$ geteilt). Man beachte die große Zuverlässigkeit, mit der Phasenwerte bestimmt werden können.

Wie man aus den Abbildungen sieht, sind die Phasenergebnisse recht zuverlässig. Überraschenderweise sind sie auch oft in den Bereichen zuverlässig, in denen sehr kleine Amplituden vorliegen, die teilweise in der Größe des Rauschens liegen. Auch hier scheint es wieder ein Synchronisierungsprozeß mit Hemmung der Spontanaktivität zu geben (vgl. 5.3.3).

5.7.2 Diskussion der Phasenabhängigkeit

Der gefundene grundsätzliche Anstieg der Phase mit zunehmender Ortsfrequenz steht in Übereinstimmung mit den Berichten anderer Autoren (Rentschler & Spinelli 1979, 1983, Nakayama & Mackeben 1982 für den Affen), sowie mit Berichten über die Latenzzunahme transienter VEPs bei ansteigender Ortsfrequenz (Parker & Salzen 1977a, b, Kulikowski 1977, Vassilev & Strashimirov 1979, Apkarian et al. 1981, Parker & Salzen 1982, Vassilev et al. 1983). In keiner dieser Arbeiten finden sich aber Berichte über Abweichungen von der Monotonie. Aus Apkarians (ibid.) Daten und aus Parker & Salzens Daten sind Nicht-Monotonien erkennbar, die sie jedoch nicht kommentieren. Jones & Keck (1978, Fig. 6) berichten Nicht-Monotonie der Latenz einer Komponente des transienten VEPs (die gezeigten Kurven besitzen aber nur geringe Auflösung mit nur vier Datenpunkten).

Monotone Verläufe erscheinen nach den vorliegenden Ergebnissen als spezielle Fälle eines allgemeinen Verlaufs, der stückweise monoton ist, aber aus mehreren Ästen zusammengesetzt. Die Äste überspannen jeweils den Bereich, der durch die "Hügel" des Amplitudengangs gegeben ist. Innerhalb eines Astes läßt sich der Verlauf gut linear annähern. Die Steigungen variieren unabhängig voneinander, können aber in Einzelfällen für beide Äste gleich sein. Insofern ist der von Rentschler & Spinelli (1979, 1983) gefundene lineare Zusammenhang über einen großen Ortsfrequenzbereich ein besonderer Spezialfall.

Wie ist das weitgehende Fehlen von Literaturberichten über nicht-monotone Phasengänge zu verstehen? Meine Erklärung ist die gleiche wie im Fall der Amplitudengänge (s. 5.1.3): Zum einen wurde meist über einen kleineren Ortsfrequenzbereich gemessen (s. Tabellen 2 und 3), für den auch die vorliegenden Daten monotonen Verlauf besitzen. Ansonsten erscheinen monotone Verläufe über einen größeren Ortsfrequenzbereich als Spezialfälle stückweise monotoner Verläufe.

5.8 Abhängigkeit der zeitlichen Phase von Ortsfrequenz und Kontrast

5.8.1 Ergebnisse zur Phasen-Kontrast-Abhängigkeit

Die Abhängigkeit der zeitlichen Phase vom Kontrast ist bei verschiedenen Ortsfrequenzen in Abb. 58 dargestellt. Für niedrige Kontrastwerte (1%, z. T. 2.5%) sind die Phasen-Ergebnisse wenig zuverlässig und deshalb nicht gezeigt. Trotzdem ist wieder bemerkenswert, daß sich konsistente Phasen-Ergebnisse auch für Amplituden nahe dem Rauschen ergeben.

Bei nicht-monotonem Phasen-Ortsfrequenzgang werden die Darstellungen in dieser Form unübersichtlich. Deshalb zeigt Abb. 59 die Ergebnisse von 4 Vpn als "Phasenfläche" in räumlicher Darstellung. Dabei wurden einige weit herausfallende Punkte geglättet oder fortgelassen.

Die Abhängigkeit der Phase vom Kontrast scheint sich wiederum aus zwei Teilen zusammensetzen, einem Teil für niedrige und einem für hohe Kontraste. Die Grenze liegt dabei zwischen 5% und 15% (s. Tab. 5). Dabei unterscheiden sich zusätzlich die Verläufe für niedrige und hohe Ortsfrequenzen. Diese Unterschiede zwischen niedrigen und hohen Ortsfrequenzen sind ausgeprägter für niedrigen Kontrast.

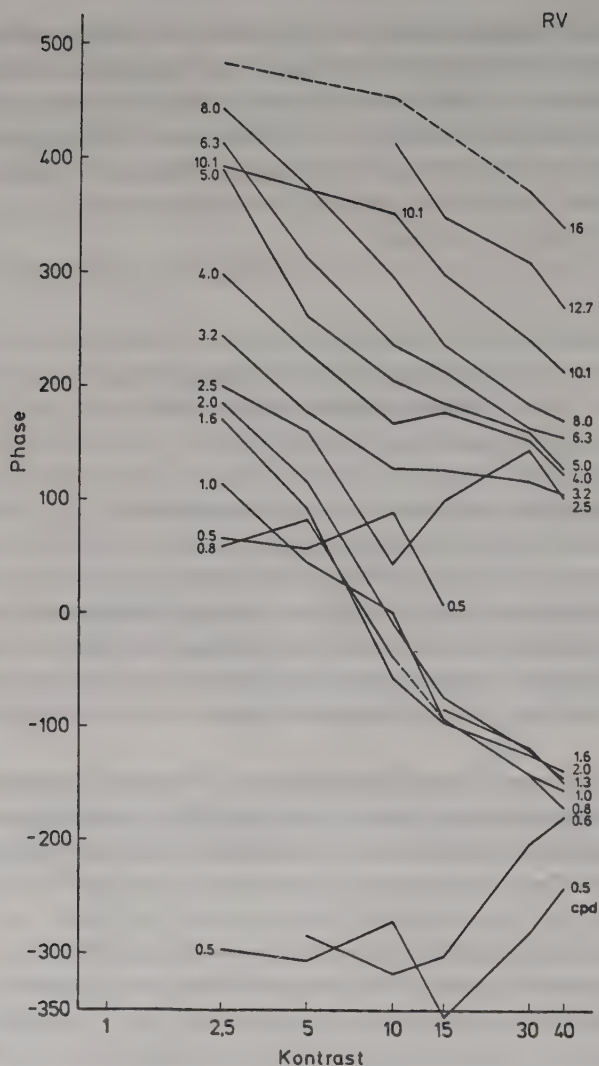
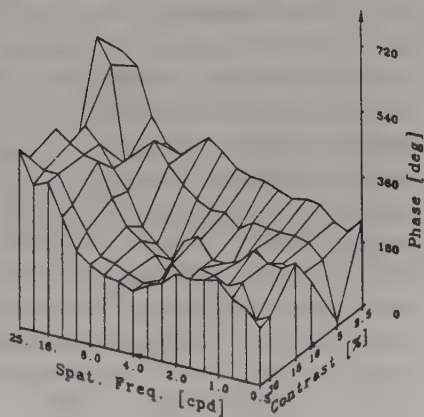
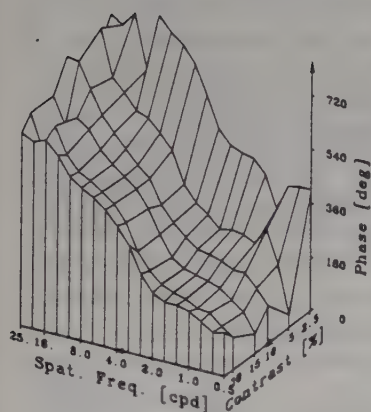


Abb. 58: Abhängigkeit der zeitlichen Phase vom Kontrast bei verschiedenen Ortsfrequenzen. Die Verstetigung der Phasenwerte (s. 3.8) wurde sowohl bezüglich der Ortsfrequenzvariablen als auch der Kontrastvariablen durchgeführt. Bei Phasenwerten mit geringer Zuverlässigkeit - im Beispiel bei 0.5 cpd - können sich bei zwei unabhängigen Variablen widersprechende Kriterien ergeben.

AS

BW



RV

MB

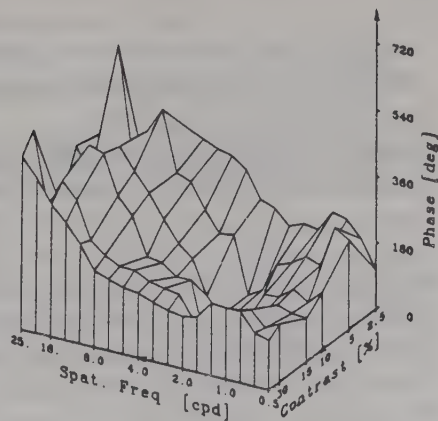
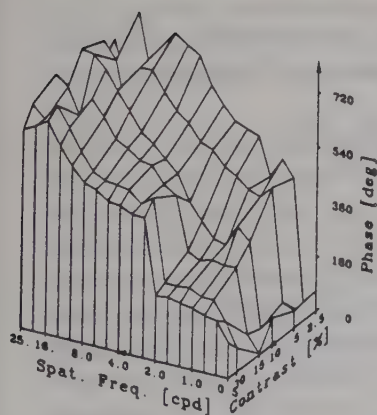


Abb. 59: Abhängigkeit der zeitlichen Phase von Kontrast und Ortsfrequenz in räumlicher Darstellung. Gegenüber den Abbn. 34-43 ist die Blickrichtung der Darstellung um 180° gedreht, da sonst die hohen Werte im Hintergrund die vorderen niedrigen verdecken würden.

Diese Ergebnisse sind in Tab. 5 zusammengefaßt: Bei **niedrigem Kontrast** fällt die Phase bei 3 der 4 Vpn für zunehmenden Kontrast stark ab (50° - 250°). Für die verbleibende Vp AS läßt es sich nicht entscheiden, ob die Phase um 160° zunimmt (im Sinne der kleinsten Phasendifferenz) oder um 200° abnimmt. Im Sinn der Konsistenz nehme ich an, daß sie ebenfalls abnimmt. Bei den Vpn BW und MB unterscheiden sich die Verläufe für niedrige und hohe Ortsfrequenzen stark. Für **hohen Kontrast** sind die Phasenvariationen insgesamt sehr viel geringer. Bei drei der vier Vpn liegen Zu- oder Abnahmen um 50° vor, für die verbleibende Vp RV ergibt sich eine größere Abnahme.

Tabelle 5
Abhängigkeit der Phase vom Kontrast

Vp	Phasen- Grenz- kontrast	Amplit.- Grenz- kontrast	Einschnitt (cpd) von bis	Phasen Zunahme NK, NO	Phasen Zunahme NK, HO	Phasen Zunahme HK, NO	Phasen Zunahme HK, HO
AS	5%	5-10%	3.2	+160° oder -200° -50°	+100° oder -260° -200°	-50°	-50°
BW	10%	5-10%	2.2 5.0	-150°	-100°	+50°	+50°
MB	15%	5-15%	1.5 2.2	-150° .. -250°	-125° .. -225°	+50°	+50° .. -100°
RV	10-15%	10-15%	2.2 3.2			-125°	-25° .. -125°

"Phasen-Grenzkontrast": Kontrastwert, bei dem sich die beiden angenommenen Äste des Phasenverlaufs treffen.

"Amplituden-Grenzkontrast": Kontrastwert, bei dem Sättigung oder "Über-Sättigung" der Amplitude auftritt; s. 5.3.1, Abb. 47.

"Einschnitt": Einschnitt der SFC, s. Tab. 1.

NK: Niedriger Kontrastbereich bis zum Phasen-Grenzkontrast.

HK: Hoher Kontrastbereich oberhalb des Phasen-Grenzkontrasts.

NO: Niedriger Ortsfrequenzbereich bis zum Einschnitt der SFC.

HO: Hoher Ortsfrequenzbereich oberhalb des Einschnitts der SFC.

Sowohl die Abhängigkeit der Phase vom Kontrast, als auch von der Ortsfrequenz, lassen sich durch zwei unabhängige Geraden für den hohen und niedrigen Wertebereich wesentlich besser beschreiben als durch eine einzige Gerade über den gesamten Bereich. Zusammengenommen ergeben sich vier Teilflächen, mit unterschiedlicher Steigung, mit denen eine gute Annäherung der Phasenfläche gelingt. Dies ist in Abb. 59 gut zu sehen. Die Grenzen der

Quadranten der Ortsfrequenz/Kontrast-Ebene, über denen diese Teilflächen gelten sollen, sind für jede Vp neu zu bestimmen. Für die 4 gezeigten Vpn sind sie in Tab. 5 angegeben.

Da bei der Messung der Phase zwei unabhängige Variablen vorliegen - Kontrast und Ortsfrequenz - ergeben sich zwei Kriterien für die unter 3.8 diskutierte Verstetigung der Ergebnisse. Die Daten in den Abbildungen dieses Abschnitts unterscheiden sich deshalb von den bei der Besprechung der Ortsfrequenzabhängigkeit gezeigten (5.7.1) dadurch, daß zusätzlich Stetigkeit bezüglich des Kontrasts angestrebt wurde. So sind z. B. bei der Vp RV die Phasenwerte für hohen Kontrast im Bereich niedriger Ortsfrequenz (0.5-2 cpd) gegenüber vorher (Abbn. 25 und 56) um -360° versetzt gezeichnet. Dadurch ergibt sich ein Sprung von $+245^\circ$ zwischen 2.0 und 2.5 cpd (statt -115°). Damit ist übrigens dann der SFC-Phasenverlauf für die Vp RV - entgegen vorher - monoton.

Die Verstetigung bezüglich zweier unabhängiger Variablen gelingt in den meisten Fällen widerspruchsfrei. Eine Ausnahme bildet z. B. für die Vp RV der Verlauf für 2.5 cpd zwischen 10% und 40% Kontrast. Dies ist aus der Abbildung ersichtlich.

5.8.2 Diskussion der Phasen-Kontrast-Abhängigkeit

Zur Frage, wie die zeitliche Phase des stationären VEPs vom Reizkontrast abhängt, gibt es bisher keinerlei Literaturberichte. Ein einziger Hinweis findet sich bei Nelson et al. (1984, S. 424/425), die vermuten (aufgrund von Untersuchungen von Shapley & Victor 1978 an der Katze), daß die Phase vom Kontrast weitgehend unabhängig sei, d. h. daß sie Schwankungen von weniger als 10° unterliege. Die gezeigten Ergebnisse widersprechen dieser Annahme. Dies hat dann auch Konsequenzen für die von Nelson empfohlene Verwendung von Lock-in-Techniken (s. 5.10).

Für transiente VEPs finden Kulikowski (1977) und Musselwhite & Jeffreys (1982) Latenzabnahme bei Kontrastzunahme. Musselwhite & Jeffreys geben 35 ms Latenzabnahme an bei einer Kontrastzunahme von 4% nach 100% (Schachbrettreize von 150 ms Dauer). Diese Ergebnisse stehen in Übereinstimmung mit den vorliegenden.

In den Abbildungen habe ich, ohne nähere Begründung, die bei der Darstellung von Amplituden-Ergebnissen übliche logarithmische Teilung der Kontrast-Achse verwendet. Der beschriebene Knick der Phasenverläufe wäre aber auch bei einer linearen Darstellung vorhanden. Er wäre sogar noch ausgeprägter: Die starke Variation unterhalb 5-15% würde gestaucht und die geringere Variation oberhalb 5-15% erschiene über einen größeren Bereich ausgedehnt.

5.9 Kann der Einschnitt des Ortsfrequenzgangs durch Interaktion zweier neuronaler Mechanismen erklärt werden?

Ich möchte auf die Frage zurückkommen, wie der Einschnitt in der SFC erklärt werden könnte. In 5.3.2 habe ich diskutiert, wie die Amplitudenabhängigkeit von Ortsfrequenz und Kontrast mit Hilfe eines Hoch-Kontrast- und eines Niedrig-Kontrast-Mechanismus (HK/NK) erklärt werden könnte. Dabei war gefordert, daß die zeitliche Phase der beiden Mechanismen in unterschiedlicher Weise von der Ortsfrequenz abhängt. Dies ist offensichtlich mit den in Tabelle 5 gezeigten Ergebnissen verträglich.

Unstetigkeiten in der Ortsfrequenzabhängigkeit - der Einschnitt der SFC sowie die Nicht-Monotonie des Phasen-Ortsfrequenzgangs - sind allerdings mit Mechanismen, die unterschiedlichen **Kontrast**-Bereichen zugeordnet sind, schwierig zu erklären. Dazu muß in jedem Fall angenommen werden, daß die Phase dieser Mechanismen keine lineare Funktion der Ortsfrequenz ist und z. B. einen Knick bei mittlerer Ortsfrequenz aufweist. Mit ähnlichem Recht

könnte man zwei Mechanismen für hohe und niedrige Ortsfrequenz postulieren (HO/NO), erhält dann aber die Schwierigkeit, Unstetigkeiten der Kontrastabhängigkeit zu begründen. Die Tatsache, daß man bei niedrigem Kontrast bessere Prädiktoren der psychophysischen CSF erhält, läßt mich eine Unterscheidung NK/HK bevorzugen.

Weniger sparsam, aber vielleicht am einfachsten, ist eine Erklärung mit Hilfe von **vier** Mechanismen (HK/NK sowie HO/NO). Vielleicht reicht aber die Erklärung mit Hilfe von HK/NK aus: Nicht-Monotonien des Phasen-Ortsfrequenzgangs kann man möglicherweise durch extreme Phasendrehungen im Übergangsbereich erklären. Das wird durch das Beispiel der Vp RV nahegelegt (5.8.1).

Die Annahme dieser Mechanismen dient nur der Erklärung der Daten. Man kann aber Hypothesen über eine mögliche physiologische Basis bilden. Kaplan & Shapley (1982) zeigen, daß zwei Neuronengruppen im Corpus Geniculatum des Affen (magnozelluläre X-Zellen und parvozelluläre X-Zellen), unterschiedliche Kontrastempfindlichkeit besitzen.

5.10 Projizierte Daten und Kontrastempfindlichkeit

In 3.13 habe ich dargestellt, wie sich der Rauschabstand von EP-Messungen durch phasenstarre Auswertung verbessern läßt. Man benutzt dabei nicht Amplitudenwerte, sondern die Projektion der spektralen Komponentenvektoren auf eine Vorzugsphasen-Richtung. Im Fall der Bestimmung einer VEP-CSF durch Regressionstechnik kann man als Vorzugsphase z. B. bei jeder Ortsfrequenz einen Wert bei hohem Kontrast verwenden.

In der Abbildung 60 ist dies für vier Versuchspersonen durchgeführt. Als Vorzugsphase wählte ich das Mittel aus den Phasen für 30% und 40% Kontrast. Die Abbildungen bestätigen die theoretischen Vorhersagen aus 3.13: Die Zuverlässigkeit, insbesondere bei niedriger und hoher Ortsfrequenz, erhöht sich etwas. Gleichzeitig wird die Kontrastempfindlichkeit unterschätzt.

Der Grund für die Unterschätzung ist die starke Abhängigkeit der Phase vom Kontrast. Nach den in 5.8.1 gezeigten Ergebnissen ist die Phase bei hohem Kontrast ein schlechter Schätzwert für die Phase nahe der Schwelle. Die Kontrastabhängigkeit der Phase ist auch nicht so regelmäßig, daß man von der Phase bei hohem Kontrast zuverlässig auf die schwellennahe Phase schließen könnte, etwa durch lineare Regression. Aussichtsreicher scheint ein solches Vorhaben, wenn man sich nur im Bereich des Niedrig-Kontrast-Mechanismus bewegt (s. Tab. 5). Die Phasendrehungen sind dort allerdings auch noch so groß, daß man als Vorzugsphase nicht einfach einen Wert bei festem überschwelligem Kontrast verwenden kann, sondern auf jeden Fall die Phase an der Schwelle durch Regression der Phasen-Kontrast-Abhängigkeit bestimmen müßte.

Insgesamt scheint mir der Gewinn im Signal/Rausch-Abstand diese komplizierte und fehlerträchtige Analyse nicht zu lohnen, und die von Nelson et al. (1984) empfohlene phasenstarre Ableitung (s. 3.12) - zumindestens für die Bestimmung der VEP-CSF - gegenwärtig ungeeignet. Wenn mehr über die Eigenschaften der Phase bekannt ist, mag ich diese Ansicht überdenken.

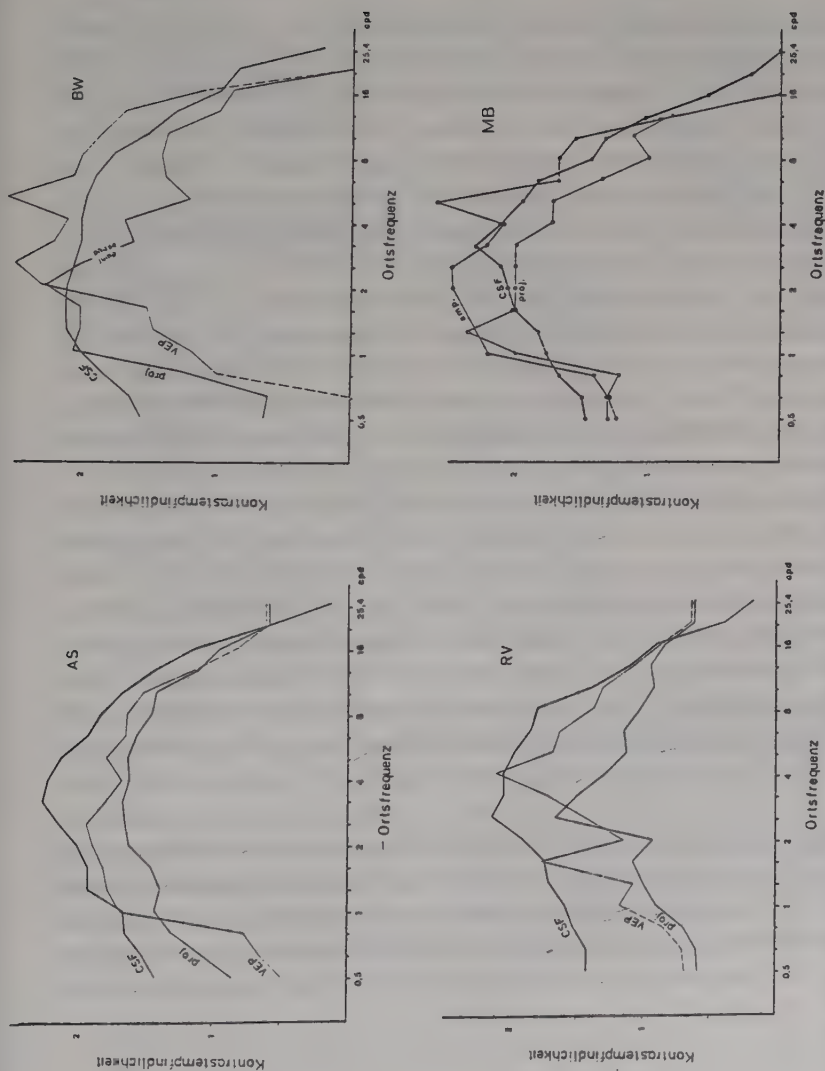


Abb. 60: Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit durch VEP-Regressionstechnik bei phasenstarrer Auswertung (proj.). Zum Vergleich sind die Ergebnisse mit phasenunabhängiger Auswertung aus Abb. 51 wiederholt (VEP).

5.11 Zeitliche Phase und Reaktionszeit

Abschließend möchte ich mich der Frage zuwenden, welche **funktionelle** Bedeutung der Latenz transienter Potentiale oder der Phase stationärer VEPs zukommen könnte. Es scheint mir naheliegend, Phase oder Latenz als Maß der neuronalen Verarbeitungs- oder "Encoding"-Geschwindigkeit anzusehen (s. auch 3.8). Einen ähnlichen Gedanken hatten wohl Rentschler & Spinelli (1979, 1983), die SSVEP-Phasen in Zusammenhang brachten mit Reaktionszeit, dem üblichen psychophysischen Maß für visuelle Verarbeitungsgeschwindigkeit (s. Teichner & Krebs 1972, 1974). Breitmeyer (1975), Lupp et al. (1976) und Lupp (1981) hatten gezeigt, daß einfache Reaktionszeiten auf Darbietung von Sinusgittern mit zunehmender Ortsfrequenz ansteigen. Die Zunahme lag zwischen 60 und 110 ms, bei einer Zunahme der Ortsfrequenz von 1 nach 10 cpd (s. Tab. 6). Rentschler & Spinelli fanden nun bei einer Versuchsperson eine Phasenzunahme der 16-Hz-Komponente des SSVEP von 260° entsprechend 45 ms Latenzzunahme (Ortsfrequenz ebenfalls 1-10 cpd). Vorher hatten Williamson et al. (1978) bei der Untersuchung der neuromagnetischen Antwort auf alternierende Sinusreize eine Zunahme der Phase der 16-Hz-Komponente gefunden, die 50 ms entsprach. Kürzlich haben auch Parker & Salzen (1982) einen Zusammenhang zwischen der Latenz transienter Potentiale und Reaktionszeiten diskutiert. Sie zeigen Latenzzunahmen von ca. 45 ms im gleichen Ortsfrequenzbereich. Diese Ergebnisse sind in Tab. 6 zusammengefaßt. Wenn auch die Zunahme der VEP-Phase insgesamt kleiner als die der Reaktionszeit ausfielen, ergab sich also eine gewisse Entsprechung zwischen elektrophysiologischen und psychophysischen Ergebnissen.

Wenn solche Entsprechungen allgemein gültig sein sollen, ist zu fordern, daß Reaktionszeiten einen ähnlichen Verlauf der Ortsfrequenzabhängigkeit besitzen wie die gefundenen Phasenverläufe. Ich habe deshalb stichprobenartig zwei Versuchspersonen herausgegriffen, die eine besonders deutliche Unstetigkeit des Phasenverlaufs aufwiesen, und habe deren Reaktionszeiten gemessen.

Tabelle 6

Gegenüberstellung von Reaktionszeiten und zeitlicher Phase

Reaktionszeiten: Autoren bzw. Vpn	OF- Bereich (cpd)	RZ- Zunahme (ms)	OF- Bereich (cpd)	RZ- Zunahme (ms)
Breitmeyer (1975)	1 - 10	110	1 - 7	50
Lupp et al.(1976)	1 - 10	60		
RV	1 - 10	65	1 - 12.7	112
BW	1 - 10	65	1 - 16	76

Phasen:	Phasen- Zunahme	äquiv. Latenz- Zunahme (ms)
Williamson et al. (1978)	1 - 10	50
Rentschler & Spin. (1984)	1 - 10	260°
Parker & Salzen (1982)	1 - 10	-
RV	2.5-10	112°
BW	4 - 10	80°
RV, extrapoliert	1 - 10	186°
BW, extrapoliert	1 - 10	200°

OF: Ortsfrequenz, RZ: Reaktionszeit

Die Ergebnisse sind zusammen mit den Phasenverläufen der gleichen Versuchsperson in Abb. 61 dargestellt und in die Tab. 6 mit aufgenommen. Die Zunahme der Reaktionszeit von etwa 65 ms bei beiden Vpn steht in guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Breitmeyer und Lupp et al. Ein nicht-monotoner Verlauf ergab sich aber in keinem Fall. Die der SSVEP-Phasenzunahme entsprechende Latenz-Zunahme von 19 bzw. 14 ms ist auch wesentlich kleiner als die Zunahme der Reaktionszeit.

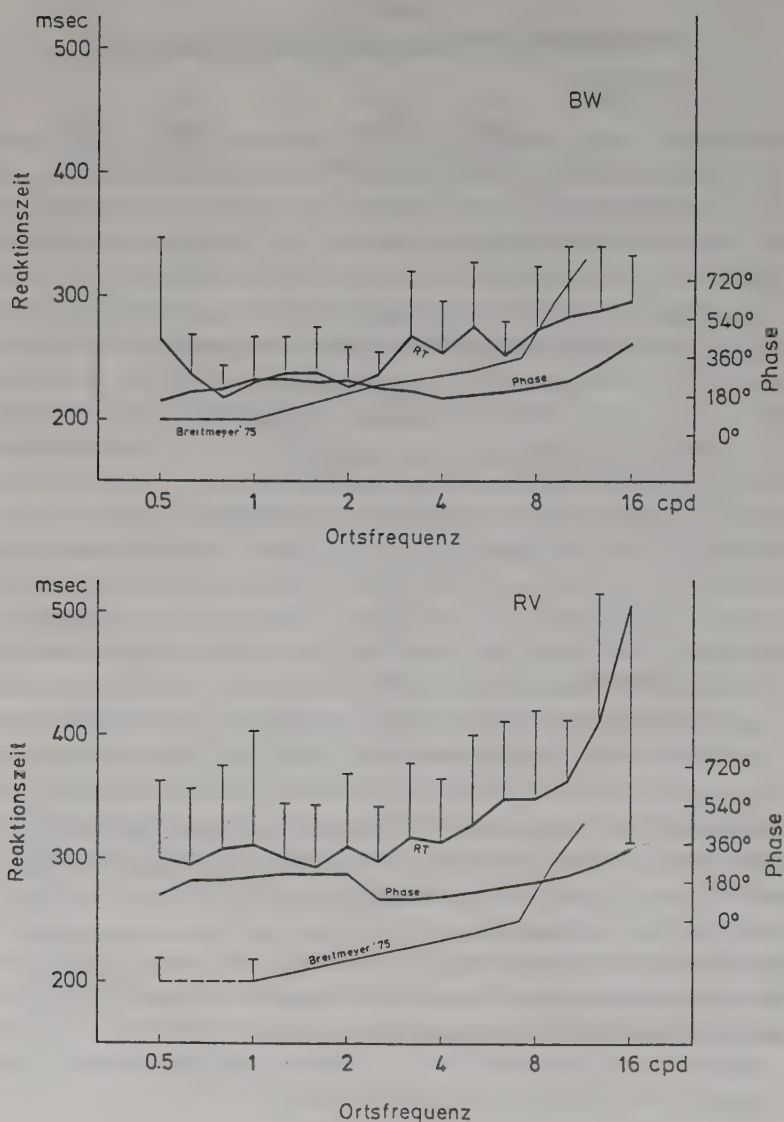


Abb. 61: Einfache Reaktionszeiten bei Darbietung statischer Sinusgitter mit 40% Kontrast für zwei Vpn, sowie zeitliche Phase, im entsprechenden Maßstab, in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz.

Die Sprungstelle des Phasenverlaufs liegt innerhalb des hier betrachteten Bereichs von 1 - 10 cpd. Der wesentliche Anteil der Phasenzunahme ergibt sich dabei in der oberen Bereichshälfte. Extrapoliert man von diesem steileren Teil auf den ganzen Bereich (1-10 cpd), erhält man eine äquivalente Latenz-Zunahme von 32 bzw. 35 ms (s. wieder Tab. 6). Diese Werte sind den von Rentschler & Spinelli berichteten eher vergleichbar und rücken den psychophysischen Daten näher. Trotzdem erreichen die Werte nur knapp die Hälfte der psychophysischen.

Es scheint also, daß der Phasenverlauf für Ortsfrequenzen oberhalb des SFC-Einschnitts einen Zusammenhang mit psychophysischer Verarbeitungsgeschwindigkeit besitzt. In der Reaktionszeit scheinen sich aber zusätzliche Verarbeitungsschritte abzubilden, die von den elektrophysiologischen Methoden nicht erfaßt werden.

Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit werden die Eigenschaften stationärer visuell evozierter Potentiale (VEP) bei Reizung mit Sinusgittern untersucht. Stationäre Potentiale versprechen interessante Anwendungsmöglichkeiten in der klinischen Funktionsprüfung des visuellen Systems: Die heute gebräuchlichen transienten Potentiale erfordern relativ lange Erfassungszeiten, sodaß man gezwungen ist, mit wenigen, festen Reizparametern zu arbeiten. Dadurch wird nur ein kleiner Teil des visuellen Funktionsbereichs abgedeckt und im erfaßten evozierten Potential bildet sich nur eine geringe Zahl möglicher Funktionsstörungen ab. Dies mag der Grund dafür sein, warum transiente Potentiale bisher nur geringe Bedeutung in der ophthalmologischen Praxis erlangt haben. Demgegenüber können stationäre Potentiale sehr viel schneller gemessen werden, sodaß die Untersuchung von **Abhängigkeiten** bei Variationen der Reizparameter möglich wird. Damit ergeben sich viel mehr Freiheitsgrade, in denen mögliche visuelle Störungen einen Ausdruck finden können. Mit diesem Verfahren ist zum Beispiel die Erfassung einer Kontrastempfindlichkeits-Funktion möglich. Die Suche nach klinischer Anwendbarkeit erfordert allerdings noch weitere Arbeit. Die vorliegende Arbeit soll Grundlagen dazu bereitstellen.

Zur Kennzeichnung des VEPs werden Amplitude und zeitliche Phase der größten Komponente nach einer Fourier-Analyse benutzt; dies ist die Komponente mit der Periodizität der Musterumkehr. Im Mittelpunkt des Ergebnistells dieser Arbeit steht die Beschreibung der Abhängigkeiten dieser Amplituden und Phasen von den Grundparametern Ortsfrequenz und Kontrast der Gitterreize. Desweiteren werden Beziehungen zu subjektiven Funktionen - der visuellen Kontrastempfindlichkeits-Funktion und Reaktionszeiten bei visueller Reizung - untersucht.

Der von Keidel (1965) und Campbell & Maffei (1970) angegebene Zusammenhang zwischen der VEP-Kontrastschwelle und subjektiver Kontrastschwelle konnte bestätigt werden. Doch läßt dieser Zusammenhang an der Schwelle keinen Schluß auf den überschwelligen Verlauf zu - entgegen vielen anderslautenden Angaben in der Literatur. Bei überschwelligem Kontrast zeigt die VEP-Amplitude eine zweigipflige Abhängigkeit von der Ortsfrequenz, mit einem drastischen Abfall bei mittleren Ortsfrequenzen, d. h. im Bereich höchster Kontrastempfindlichkeit. Die Abhängigkeit der VEP-Amplitude vom Kontrast zeigt im unteren Kontrastbereich den in der Literatur beschriebenen log-linearen Zusammenhang. Im Bereich höherer Kontraste ist dieser Zusammenhang jedoch nicht mehr allgemein gültig. Abhängig von der Ortsfrequenz knickt der Verlauf mehr oder weniger stark ab, bei mittleren Ortsfrequenzen dabei in einem Maß, das nicht mehr als "Sättigung" im üblichen Sinn bezeichnet werden kann. Diese Zusammenhänge sind in den Abbn. 34 - 43 gezeigt.

Der Befund dieser Besonderheiten des Amplitudenverlaufs führt zu dem Schluß, daß Amplitudenwerte als Maß subjektiver Empfindlichkeit **ungeeignet** sind. In vielen Arbeiten wurde eine solche Interpretation unkritisch vorgenommen; die Schlußfolgerungen, die in jenen Arbeiten gezogen wurden, sind dementsprechend anzweifelbar. Eine gesicherte Beziehung zwischen VEP und subjektivem Empfinden besteht nur an der Schwelle. Welche Bedeutung man Amplitudenergebnissen beimessen kann, ist eine noch offene Frage. In dieser Arbeit werden vier Mechanismen postuliert, die jeweils im Bereich hoher und niedriger Ortsfrequenzen sowie hoher und niedriger Kontraste arbeiten. Eine neuronale Basis solcher Mechanismen könnten z. B. kortikale Projektionen magno- und parvozellulärer X-Zellen des Corpus Geniculatum darstellen.

Die zeitliche Phase spielt bei stationären VEPs die Rolle der Latenz transienter Potentiale. Wie diese läßt sie sich besonders zuverlässig messen. Ihre Interpretation war aber durch ihre zyklische Natur und damit gegebene Mehrdeutigkeit bisher erschwert. Durch Verwenden einer Wobbeltechnik ist es in dieser Arbeit möglich, Phasen-**Veränderungen** zuverlässig zu

interpretieren. Generell steigt die Phase mit zunehmender Ortsfrequenz an, und nimmt mit zunehmendem Kontrast ab. Die Abhängigkeit von der Ortsfrequenz läßt sich durch zwei Geraden mit unterschiedlicher Steigung für hohe und niedrige Ortsfrequenz approximieren. Die bei den Amplituden gefundenen Besonderheiten finden eine Entsprechung in Unstetigkeiten oder Knickstellen des Phasenverlaufs bei den gleichen Reizparametern.

Auf subjektiver Ebene stellen Reaktionszeiten, die beim Darbieten von Gitterreizen gemessen werden, ein Korrelat zu zeitlichen Phasen oder Latenzen dar. Ihre Abhängigkeit von der Ortsfrequenz und vom Kontrast folgt dem gleichen allgemeinen Muster. Doch sind die Zu- und Abnahmen etwa doppelt so groß, und die gefundenen Unstetigkeiten des Phasenverlaufs finden keine Entsprechung. Die zeitliche Phase läßt sich möglicherweise als Maß für Verzögerungen im Verlauf der neuronalen Informationsverarbeitung, z. B. durch Kodierungsprozesse, verstehen. Eine solche Hypothese würde einen Zusammenhang mit Reaktionszeiten vorhersagen.

Zur Erfassung und Auswertung der Daten wurde ein rechnergestütztes System entwickelt, das eine Zwischenstellung zwischen einem spezialisierten klinischen Diagnosegerät und einem rein wissenschaftlichen Aufbau einnimmt. Es erscheint für die Untersuchung der stationären VEPs im klinischen Rahmen als besonders gut geeignet. Das auf der Basis eines LSI-11/23 Laborrechners arbeitende System ist flexibel in der Wahl der Untersuchungsmethode und der Reize; beliebige (eindimensionale) Gitter können periodisch dargeboten werden. Gleichzeitig ist es in der Handhabung so gestaltet, daß es von technischen Assistenten bedient werden kann. Das Fehlen klinischer Querschnittsstudien zur Untersuchung des Formensehens mit Hilfe stationärer VEPs ist sicher zu einem guten Teil auf die mangelnde Verfügbarkeit geeigneter Meßsysteme zurückzuführen. Da das vorliegende System auf einfache Weise dupliziert werden kann, ist es geeignet, diese Lücke schließen zu helfen.

In bisherigen Arbeiten zum stationären VEP wurde den verwendeten Auswertemethoden zu wenig Aufmerksamkeit gewidmet. Dies führte z. B. zu völlig fehlenden Angaben über die statistische Zuverlässigkeit der gewonnenen Fourier-Analyseergebnisse. Wirkungen der Auswertemethode sind fälschlich als Signaleigenschaften interpretiert worden, und umgekehrt wurden den Methoden Eigenschaften zugeschrieben, die sie nicht besitzen. In dieser Arbeit wird deshalb eine theoretische Analyse der verwendeten Signalverarbeitungsmethoden vorgenommen. Die Anwendung deren Ergebnisse soll durch die ausführliche Form der Darstellung erleichtert werden.

Glossar

A/D-Wandler. Eine elektronische Baugruppe, die ein analoges Signal in ein digitales wandelt, oder eine Rechner-Schnittstelle zur Eingabe analoger Signale.

Averager ➔ Mittelwertsrechner.

BWR = Bildwiederholrate, Bildwechselfrequenz (engl. frame rate)

CAT = Computer of Averaged Transients. ➔ Mittelwertsrechner.

CSF = Contrast sensitivity function. ➔ Kontrast-Empfindlichkeits-Funktion

D/A-Wandler. Eine elektronische Baugruppe, die ein digitales Signal in ein analoges wandelt, oder eine Rechner-Schnittstelle zur Ausgabe analoger Signale.

Digital-I/O. Rechner-Schnittstelle zur Ein und Ausgabe digitaler Signale.

EP = Evoziertes Potential. Unter evozierten Potentialen (EPs) versteht man elektrische Hirnaktivität, die durch Reizung von Sinnesorganen entsteht, und aus dem EEG mit Hilfe geeigneter Filter-Techniken gewonnen werden kann. Da die EPs mit Oberflächen-Elektroden am Skalp abgeleitet werden, oder im Tierversuch evt. von der Hirnhaut, handelt es sich um Summenaktivitäten einer großen Anzahl von Neuronen. Nach neueren Erkenntnissen rühren die gemessenen Potentialdifferenzen von Membranströmen, die bei synaptischer Aktivierung (vor allem EPSPs, sowie IPSPs) fließen oder zur Regenerierung des neuronalen Ruhepotentials nach dem Feuern von Aktionspotentialen notwendig sind (s. die Übersichtsarbeit von Mitzdorf 1985).

Um die im Vergleich zum EEG recht schwachen EPs von anderen elektrischen Aktivitäten unterscheiden zu können, stehen die verwendeten Filter-Verfahren in gewissen zeitlichen Zusammenhängen zu den Reizen. Klassischerweise verwendet man Reiz-synchrones Mitteln (englisch "averaging"); dafür gibt es spezielle Mittelwertsrechner (englisch "averager" oder "computer of averaged transients" = CAT). In neuerer Zeit werden jedoch eine ganze Reihe anderer von der Nachrichtentechnik zur Verfügung gestellten Filter-Techniken eingesetzt, die dem Mitteln in vielerlei Hinsicht überlegen sind.

Filtern, analoges Bandpaß-. Im allgemeinsten Fall läßt sich im Sinne der Nachrichtentechnik jedes dynamische System mit einem Eingang und Ausgang als Filter auffassen. Üblicherweise versteht man darunter aber ein System, das im Frequenzbereich dadurch gekennzeichnet ist, daß gewisse unerwünschte Frequenzbereiche abgeschwächt werden; bei einem Bandpaß-Filter läßt sich der Amplitudengang z. B. durch ein Trapez annähern. Unter einem analogen Bandpaßfilter verstehe ich ein solches System, das mit kontinuierlichen Signal-Spannungen arbeitet und mit konventionellen elektronischen Bauteilen - Transistoren und Operations-Verstärkern - aufgebaut ist.

Fourier-Transformation. Die Fourier-Transformation F ist eine Abbildungsvorschrift, die einer Funktion f (mit einem bestimmten Wertebereich) eine andere Funktion F (auf einem anderen Wertebereich) zuordnet. Die abzubildende Funktion f kann beliebig viele Variablen besitzen, üblicherweise ist sie aber eine Funktion der Zeit: $f(t)$, oder des Orts: $f(\mathbf{x})$, wobei $\mathbf{x}$ den Ortsvektor $\mathbf{x} = (x_1, x_2)$ bezeichnet.

Im Fall einer ortsabhängigen Funktion ist die Fouriertransformierte gegeben durch

$$F(\mathbf{u}) = \int f(\mathbf{x}) \cdot e^{-2\pi i(\mathbf{x} \cdot \mathbf{u})} d^2\mathbf{x}.$$

Dabei bezeichnet $\mathbf{x} \cdot \mathbf{u}$ das Skalarprodukt des Ortsvektors und der neuen unabhängigen Variablen $\mathbf{u}$. Die Komponenten des Vektors $\mathbf{u}$ lassen sich im Sinne räumlicher Frequenzen interpretieren, man spricht von Ortsfrequenzen.

Die Fourier-Transformation einer zeitabhängigen Funktion ist ein spezieller Fall dieser Gleichung:

$$F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot e^{-2\pi i t u} dt$$

(Für weitere Information s. z. B. Marko 1982.)

Gittermuster. Zweidimensionales Bild, dessen Intensitätsverlauf sich durch eine örtlich eindimensionale periodische Funktion beschreiben läßt. Zur eindeutigen Beschreibung ist noch die Angabe einer Orientierung und der Bildgröße notwendig. Bei einem **Sinusgitter** folgt der Intensitätsverlauf einer Sinusfunktion, bei einem **Rechteckgitter** einer Rechteckfunktion. Als **Komplexgitter** bezeichnet man gelegentlich Gitter, die durch Überlagerung mehrerer Sinusgitter gleicher Orientierung mit harmonischen Frequenzverhältnissen entstehen. Neben statischen Mustern sind zeitlich variable Muster gebräuchlich. Bei einem **phasenalternierenden Sinusgitter** ist der Kontrast zeitlich periodisch moduliert. Zum Beispiel ist bei sinusförmiger Modulation die momentane Intensität zur Zeit t am Ort $\mathbf{x}$ gegeben durch

$$I(x,t) = C_0 \cdot \sin(\omega_0 t) \cdot \sin(u_0 x).$$

C_0 ist der maximal auftretende Kontrast. Die Angabe der Periodizität kann in Perioden/Bild oder - entfernungsunabhängig - in Perioden/Sehwinkelgrad (cycles per degree = cpd) angegeben werden.

Kontrast-Empfindlichkeits-Funktion (CSF). Die Kontrast-Empfindlichkeit des Sehsystems wird im Prinzip gemessen, indem der Kontrast eines $\rightarrow$ Sinus-Gitters soweit verringert wird, bis das Muster gerade nicht mehr erkennbar ist. Um Verfälschungen durch vom Beobachter verwendeten Kriterien vorzubeugen, werden dabei ausgefeilte $\rightarrow$ psychophysische Techniken eingesetzt. Die Kontrast-Empfindlichkeit hängt von der Ortsfrequenz der Reize ab, diese Abhängigkeit wird durch die Kontrast-Empfindlichkeits-Funktion (englisch "contrast sensitivity function", CSF) beschrieben.

Lock-in amplifier. - Synchrone Demodulation (Kap. 3.10).

LSI-11. Rechnerfamilie des Herstellers Digital Equipment (Massachusetts, USA) auf Q-Bus-Basis, die mit der bekannten PDP-11-Familie Softwarekompatibel ist. Mit der Einführung des QBus, der im Vergleich zu dem bei den PDP-11-Rechnern verwendeten Unibus einfacher ist, legte der Hersteller die Basis für eine Reihe billigerer Rechner. Das erste und langsamste Modell dieser Reihe trug die Bezeichnung LSI-11/2. Es wurde bald abgelöst durch die auch heute noch häufig benutzte LSI-11/23; dieses Modell wurde für diese Arbeit vorwiegend benutzt. Es folgten die Modelle 11/73 und 11/83. Durch die inzwischen weite Verbreitung der inkompatiblen moderneren VAX-Rechner ist damit vermutlich ein Endpunkt dieser Reihe erreicht. Die entscheidende Beschränkung der PDP-11 und LSI-11 liegt in dem für heutige Verhältnisse kleinen Adreßraum von 64 kByte.

Mitteln, reizsynchrones. Deutscher Begriff zum engl. "averaging".

Mittelwertsrechner (CAT). Ein festverdrahteter (im Unterschied zum frei-programmierbaren) Rechner zur Berechnung des zeitsynchronen Mittels. Nach dem Empfang eines Synchronisationspulses wird das Eingangssignal für eine gewisse Zeit T digitalisiert, und die Abtastwerte werden in entsprechenden Registern aufsummiert. Dabei werden jeweils Werte kumuliert, die den gleichen zeitlichen Abstand zum Sync-Puls besitzen. Ist f die Abtastfrequenz, so hat man also $f \cdot T$ Abtastwerte pro "Sweep" und ebensoviele Register. Meist wird am Schluß garnicht durch die Anzahl der Sweeps geteilt, da nur die Kurvenform interessiert. Man müßte also richtiger von reizsynchronem Addieren sprechen.

Modulations-Übertragungsfunktion (englisch modulation transfer function, MTF). Die MTF dient zur Beschreibung der Übertragungseigenschaften eines linearen optischen Systems (s. z. B. Röhler 1967).

$o(\mathbf{x})$ bezeichne die Licht-Intensitätsverteilung eines zweidimensionalen Objektes in Abhängigkeit vom Ortsvektor $\mathbf{x} = (x_1, x_2)$, $b(\mathbf{x})$ sei die Verteilung des zugehörigen Bildes nach Abbildung durch ein lineares optisches System. Von diesen räumlichen Verteilungen werden die räumlichen $\rightarrow$ Fourier-transformierten $O(\mathbf{u})$ und $B(\mathbf{u})$ berechnet. Die MTF $D(\mathbf{u})$ ist dann definiert als deren Quotient

$$D(\mathbf{u}) = \frac{B(\mathbf{u})}{O(\mathbf{u})}$$

Die MTF ist das räumliche Äquivalent der zeitlichen Übertragungsfunktion linearer dynamischer Systeme (zu deren Definition s. z. B. Rabiner & Gold 1975 oder Marko 1982), und es gelten die gleichen Gesetze. Durch Fourier-Rücktransformation erhält man z. B. nach dem Faltungssatz

$$b(\mathbf{x}') = \int o(\mathbf{x}) \cdot d(\mathbf{x}' - \mathbf{x}) \, d^2x,$$

d. h. das Bild $b(\mathbf{x})$ ergibt sich durch Faltung der Objekt-Funktion $o(\mathbf{x})$ mit der Rücktransformierten $d(\mathbf{x})$ der MTF. $d(\mathbf{x})$ ist das Punktbild, d. h. die Intensitätsverteilung des Abbildes eines Punktes. Dies entspricht der Impulsantwort eines zeitabhängigen Systems.

In der physiologischen Optik wird der Name MTF etwas ungenau auch für den Betrag der Übertragungsfunktion gebraucht, d. h. es wird nur der Amplitudengang betrachtet; der räumliche Phasengang wird vernachlässigt.

Man beachte, daß sowohl Objekte als auch Bilder im Ortsbereich (oder Ortsfrequenzbereich) beschrieben werden; es ist also nur sinnvoll, eine MTF zur Beschreibung der Übertragungs-Eigenschaften eines Systems zu benutzen, wenn eine entsprechende sinnvolle Zuordnung der Modellvariablen x_1, x_2 zu Variablen des Systems angegeben wird. Das müssen durchaus nicht die physikalischen Ortsvariablen sein; z. B. kann es in einem bildverarbeitenden System eine Nummerierung der Pixel sein. Für die neuronale Verarbeitung, die dem optischen Apparat des menschlichen visuellen Systems nachgeschaltet ist, scheint jedoch keine derartige räumliche Anordnung sinnvoll. Es existiert zwar eine topografische Zuordnung von Gesichtsfeld-Regionen zu Orten im visuellen Kortex, dies ist aber keine Punkt-zu-Punkt-Zuordnung.

Die Verwendung des Begriffs der MTF zur Beschreibung der Eigenschaften visuell evozierter Potentiale ist demnach sinnlos. Trotzdem wird die Bezeichnung MTF auch für die Funktion verwendet, die die Abhängigkeit der VEP-Amplitude von der Ortsfrequenz beschreibt (z. B. Regan, 1980, p. 26) (→ Ortsfrequenzgang, SFC). Das Mißverständnis rührt möglicherweise daher, daß sowohl SFC als auch MTF Funktionen der Ortsfrequenz sind und als Ergebnis Amplituden- und Phasenwerte liefern. Dabei wird vergessen, daß es sich bei der SFC um **eindimensionale zeitliche** Phasenwerte handelt, bei der MTF dagegen um **zweidimensionale räumliche** Phasenwerte.

Ortsfrequenz. Anzahl der Perioden eines örtlich periodischen Musters pro Sehwinkel. Einheit: Perioden/Sehwinkelgrad (engl. cycles per degree = cpd). Vgl. Gittermuster.

Ortsfrequenzgang (SFC). Abhängigkeit der VEP-Amplitude und -zeitlichen Phase von der Ortsfrequenz der Sinusgitter-Reize. Vgl. CSF, MTF.

PDP-11. ➔ LSI-11

Phase-locked amplifier. ➔ Synchrone Demodulation (Kap 3.10).

Psychophysische Techniken. Die Psychophysik beschäftigt sich mit der Beziehung zwischen psychischen Größen und einer physikalischen Beschreibung von Reizen. Durch gewisse Techniken werden solche Zusammenhänge operationalisiert. Eine besondere Bedeutung hat dabei die Bestimmung von Wahrnehmungsschwellen. In der vorliegenden Arbeit ging es vor allem um die Bestimmung der ➔ Kontrastempfindlichkeits-Funktion. An Techniken kam die sogenannte "Einstellmethode" und eine adaptive Schwellenbestimmungsmethode (engl. "maximum likelihood parameter estimation") namens PEST in der Implementierung durch L.O. Harvey zum Einsatz (s. Hall 1968 und Harvey 1986).

Bei der Einstellmethode verändert die Versuchsperson den Reizkontrast mittels eines Reglers. Sie wird instruiert, den Kontrast langsam so zu verringern bis sie kein Muster mehr wahrnimmt, und ihn dann zu erhöhen bis das Muster wieder sichtbar wird. Dies wird mehrfach wiederholt, und das Mittel der Werte wird als Schwelle angesehen.

Bei den adaptiven "maximum likelihood" Methoden (die mit unterschiedlichen Namen belegt wurden: PEST, QUEST, MLTEST) wird vor jeder Reizdarbietung zu allen Kontrastwerten die Wahrscheinlichkeit (aufgrund der bisherigen Reaktionen der Versuchsperson) bestimmt, mit der sich dort die Schwelle befindet; der Wert mit der höchsten Wahrscheinlichkeit wird dann zusammen mit einem strukturlosen Vergleichsreiz dargeboten. Die Versuchsperson muß

entscheiden, welcher Reiz ein Muster enthielt (forced choice). Dieses Verfahren hat den Vorteil, sehr schnell zu einem zuverlässigen Schwellenwert zu konvergieren. Die hier gezeigten Schwellen aus Scheidlers Arbeit konnten mit je etwa 30 Darbietungen bestimmt werden.

Für eine Einführung in die Psychophysik s. Kling & Riggs (1971); eine gute Darstellung des PEST-Verfahrens findet sich in Harvey (1986).

SFC = Spatial frequency response characteristic. - Ortsfrequenzgang.

Sinusgitter. → Gittermuster mit sinusförmigem Intensitätsprofil. S. auch → Übertragungsfunktion, → CSF.

SRA = Signal/Rausch-Abstand (engl. signal to noise ratio, S/N ratio, SNR).

Sweep. Das einmalige Überstreichen des Wobbelbereichs. In Ermangelung einer guten deutschen Übersetzung verwende ich das englische Wort.

Synchrone Demodulation. S. Kap 3.11.

Übertragungsfunktion, zeitliche Übertragungsfunktion visuell evoked-er Potentiale. Verwendet man VEPs zur Beschreibung des visuellen Systems, so betrachtet man den optischen Apparat zusammen mit der nachfolgenden neuronalen Verschaltung bis zum Kortex als in einer "Black Box" eingeschlossen, deren Ausgangssignal die VEPs darstellen. Das Gesamte stellt ein nichtlineares dynamisches System dar, das sich in erster Näherung durch eine zeitliche Übertragungsfunktion $D(\omega)$ charakterisieren läßt. Die zur Reizung des Systems möglichen Eingangssignale (d. h. zeitlich veränderliche

2-dimensionale Bilder) sind aber nicht nur durch ihren zeitlichen Verlauf charakterisiert, sondern besitzen örtliche Verteilungen; im allgemeinen wird die zeitliche Übertragungsfunktion von diesen örtlichen Verteilungen abhängig sein.

Sei nun $r(t, \mathbf{x})$ ein zeitlich veränderlicher 2-dimensionaler Reiz, und sei $R(\omega, \mathbf{u})$ dessen zeitliche und räumliche Fouriertransformierte. Durch ein lineares System mit der Übertragungsfunktion $D_{\mathbf{u}}(\omega)$ führt dieser Reiz zu einem (Fourier-transformierten) Ausgangssignal $D_{\mathbf{u}}(\omega) \cdot R(\omega, \mathbf{u})$. Damit eine Übertragungsfunktion $D_{\mathbf{u}}(\omega)$ definiert ist, muß während einer Übertragung der Ortsfrequenzvektor $\mathbf{u}$ konstant gehalten werden, sodaß das Ausgangssignal nur eine Funktion der zeitlichen Frequenz ist. Man beachte, daß $D_{\mathbf{u}}(\omega)$ keine zeitlich-örtliche Übertragungsfunktion darstellt, sondern eine Schar zeitlicher Übertragungsfunktionen für je festgehaltene Ortsfrequenz.

Bei der Erfassung von SSVEPs benutzt man zur Reizung z. B. phasenalternierende Sinusgitter, deren Intensitätsverlauf gegeben ist durch

$$I(\mathbf{x}, t) = C_0 \cdot \sin(\omega_0 t) \cdot \sin(u_0 \mathbf{x}).$$

Der Reiz läßt sich als Produkt zweier Funktionen $f(t)$ und $g(\mathbf{x})$ darstellen, die beide nur je von einer Variablen abhängen.

Die räumliche und zeitliche Fouriertransformierte des Reizes ist dann das Produkt der Fouriertransformierten der Einzelfunktionen f und g (der Faltungssatz kommt hier nicht zur Anwendung, da die Fouriertransformationen bezüglich verschiedener Variablen durchgeführt werden). Die Fouriertransformierten einer Sinusfunktion sind (unter Vernachlässigung der Spiegelfrequenzen und des imaginären Faktors) Impuls-Funktionen:

$$f(t) = \sin(\omega_0 t) \longrightarrow F(\omega) = \delta(\omega - \omega_0)$$

$$g(\mathbf{x}) = \sin(u_0 \mathbf{x}) \longrightarrow G(\mathbf{u}) = \delta(\mathbf{u} - \mathbf{u}_0).$$

Das Ausgangssignal $D_{\mathbf{u}}(\omega) \cdot F(\omega) \cdot G(\mathbf{u})$ ist demnach die an den Stellen $\mathbf{u}_0$ und ω_0 "bewertete" Übertragungsfunktion, d. h. der Wert $D_{\mathbf{u}_0}(\omega_0)$. Für jeden Reiz erhält man einen Wert der komplexen Funktionenschar $D_{\mathbf{u}}(\omega)$, bzw. einen Amplituden- und zeitlichen Phasenwert.

Die Abhängigkeit der Werte $D_{uo}(\omega_o)$ von der Ortsfrequenz, bei festgehaltener zeitlicher Frequenz, charakterisiert zu einem gewissen Grade die Veränderlichkeit der zeitlichen Übertragungsfunktion bei Variation der Ortsfrequenz. Ich nenne diese Funktion Ortsfrequenzgang (SFC).

VEP = visuell evoziertes Potential. Gebräuchlich ist auch die Abkürzung VECP (Visual evoked cortical potential). Arden et al. (1977) empfehlen zur Vereinheitlichung der Nomenklatur jedoch "VEP". ➡ EP.

Wobbeln. Eine Methode zur Untersuchung eines dynamischen Systems, bei der der Wert eines Parameters des Eingangssignals innerhalb eines Bereichs rhythmisch verändert wird, und dabei die Änderung des Ausgangssignals betrachtet wird. Die Abhängigkeit der unabhängigen Variablen von der Zeit kann z. B. eine Sägezahn-Funktion sein. Den stetigen Anteil dieser Funktion bezeichnet man als "Wobbel-Kennlinie"; es sind lineare und logarithmische Kennlinien üblich. Das einmalige "Durchfahren" des Wobbelbereichs bezeichnet man im englischen als "Sweep".

Literaturverzeichnis

Apkarian, P.A., K. Nakayama & C.W. Tyler (1981). Binocularity in the human evoked potential: facilitation, summation, and suppression. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* **51**, 32-48.

Arden, G.B., I. Bodis-Wollner, A.M. Halliday (chairman), A. Jeffreys, J.J. Kulikowski, H. Spekreijse & D. Regan (1977): Methodology of patterned visual stimulation (Report of the Brussels Symposium ad-hoc committee). In: J.E. Desmedt (Ed.). *Visual evoked potentials in man: New developments*. Oxford, 3-15.

Armington, J.C., T.R. Corwin & R. Marsetta (1971). Simultaneously recorded retinal and cortical responses to patterned stimuli. *J. Opt. Soc. Am.* **61**, 1514-1521.

Aunon, J.I., C.D. McGillem & D. Childers (1981). Signal processing in evoked potentials research: Averaging and modelling. *Crit. Rev. Bioeng.* **5**, 323-367.

Batschelet, E. (1965). Statistical methods for the analysis of problems in animal orientation and certain biological rhythms. *American Institute of Biological Sciences*.

Bergland, G.D. (1969). A guided tour of the Fast Fourier Transform. *IEEE Spectrum*, July 1969. Reprint in: Rabiner, L.R. & Ch. M. Rader (Eds.) (1972). *Digital Signal Processing*, IEEE Press. 228-239.

Bodenstein, G. (1976). Analyse bioelektrischer Hirnaktivität. Dissertation an der Universität Göttingen.

Bodis-Wollner, I. (1976). Vulnerability of spatial frequency channels in cerebral lesions. *Nature* **261**, 309-311.

Bodis-Wollner, I. (1977). Recovery from cerebral blindness: Evoked potential and psychophysical measurements. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* **42**, 178-184.

Bodis-Wollner, I. (Ed.) (1982). Evoked potentials. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* **388**.

Bodis-Wollner, I. & C.D. Hendley & J.J. Kulikowski (1972). Electro-physiological and psychophysiological responses to modulation of a contrast grating pattern. *Perception* **1**, 341-349.

- Bodis-Wollner, I. & C.D. Hendley (1977). Relation of evoked potentials to pattern and local luminance detectors in the human visual system. In: J.E. Desmedt (Ed.). *Visual evoked potentials in man: New developments*. Oxford. 197-207.
- Braddick, O., F.W. Campbell, J. Atkinson (1978). Channels in vision: Basic aspects. In: R. Held, H.W. Leibowitz & H.L. Teuber (Ed.). *Handbook of sensory physiology*. Vol. Perception. 3-38.
- Breitmeyer, B.G. (1975). Simple reaction time as a measure of the temporal response properties of transient and sustained channels. *Vision Res.* **15**, 1411-1412.
- Caelli, T. (1981). *Visual perception: Theory and practice*. Pergamon Press, Oxford.
- Campbell, F.W. & L. Maffei (1970). Electrophysiological evidence for the existence of orientation and size detectors in the human visual system. *J. Physiol.* **207**, 635-652.
- Campbell, F.W. & J.J. Kulikowski (1972). The visual evoked potential as a function of contrast of a grating pattern. *J. Physiol.* **222**, 345-356.
- Cannon, M.W. Jr. (1983). Contrast sensitivity: Psychophysical and evoked potential methods compared. *Vision Res.* **23**, 87-95.
- Childers, D.G. (1977). Evoked responses: Electrogenesis, models, methodology, and wavefront reconstruction and tracking analysis. *Proc. IEEE* **65**, 611-626.
- Cooley, J.W., P.A. Lewis & P.D. Welch (1969). The Finite Fourier Transform. *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, June 1969. Reprint in: Rabiner, L.R. & Ch. M. Rader (Eds.) (1972). *Digital Signal Processing*, IEEE Press. 251-259.
- Desmedt, J.E. (Ed.) (1977). *Visual evoked potentials in man: New developments*. Oxford.
- Diamond, A.L. (1977). Latency of the steady state visual evoked potential. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* **42**, 125-127.
- Diener, H.Ch. (1980). Methodik und klinische Anwendung visuell evozierter Potentiale in der Neurologie. *Nervenarzt* **51**, 159-167.
- Dobson, V. & D. Teller (1978). Visual acuity in human infants: A review and comparison of behavioral and electrophysiological studies. *Vision Res.* **18**, 1469-1483.

- Dustman, R.E., T. Schenkenberg, E.G. Lewis & E.C. Beck (1977). The cerebral evoked potential: Life-span changes in twin studies. In: J.E. Desmedt (Ed.). Visual evoked potentials in man: New developments. Oxford. 363-377.
- Estevez, O. & H. Spekreijse (1974). A spectral compensation method for determining the flicker characteristics of the human colour mechanism. *Vision Res.* **14**, 823-830.
- Fiorentini, A., M. Pirchio & D. Spinelli (1980). Scotopic contrast sensitivity in infants evaluated by evoked potentials. *Invest. Ophthalm. Visual. Sci.* **19**, 950-955.
- Fiorentini, A., M. Pirchio & D. Spinelli (1983). Electrophysiological evidence for spatial frequency selective mechanisms in adults and infants. *Vision Res.* **23**, 119-127.
- Fricker, S.J. (1962). Narrow-band filter techniques for the detection and measurement of evoked responses. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* **14**, 411 ff.
- Fritsch, K. & M.J. Keck (1978). Grating generation by microcomputer. *Vision Res.* **18**, 1083.
- Gayl, Ilse E., H. Strasburger, I. Rentschler & R. Hilz (1982). Evoked-potentials and psychophysics of spatial phase sensitivity. *J. Opt. Soc. Am.* **72**, 1785.
- Ginsburg, A. & D. W. Evans (1985). A new test chart for the rapid assessment of contrast sensitivity. *Perception* **14**, A35.
- Georgeson, M. & G. Sullivan (1975). Contrast constancy: Deblurring in human vision by spatial frequency channels. *J. Physiol.* **252**, 627-656.
- Groneberg, A. (1980). Simultaneously recorded retinal and cortical potentials elicited by checkerboard stimuli. *Docum. Ophthalm. Proc. Ser.* **23**, 255-262.
- Hall, J.L. (1968). Maximum-likelihood sequential procedure for estimation of psychometric functions. *J. Acoust. Soc. Am.* **44**, 370 (A-N9).
- Harris, L., J. Atkinson & O. Braddick (1976). Visual contrast sensitivity of a 6 month-old infant measured by the evoked potential. *Nature* **264**, 570-571.
- Harter, M. R. & C.T. White (1970). Evoked cortical responses to checkerboard patterns: Effect of check-size as a function of visual acuity. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* **28**, 48-54.
- Harter, M.R., F.K. Deaton & J.V. Odom (1977). Pattern visual evoked potentials in infants. In: J.E. Desmedt (Ed.). Visual evoked potentials in man: New developments. Oxford. 332-352.

- Harvey, L.O. (1986). Efficient estimation of sensory thresholds. *Behavior Res. Meth., Instr., & Computers* **18**, 623-632.
- Hatfield, L. & B. Herzog (1982). Graphics software - from techniques to principles. *IEEE Computer Graphics and Applications*, **2**, #1, 59-80.
- Jeffreys, D. & J. Axford (1972). Source locations of pattern-specific components of human visual evoked potentials. I. Component of striate cortical origin. *Exp. Brain Res.* **16**, 1-21.
- Jones, R. & M.J. Keck (1978). Visual evoked response as a function of grating spatial frequency. *Invest. Ophthalm. Vis. Sci.* **17**, 652-659.
- Julesz, B., W. Kropfl & B. Petrig (1980). Large evoked potentials to dynamic random-dot correlograms and stereograms permit quick determination of stereopsis. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, **77**(4), 2348-2351.
- Kaplan, E. & R.M. Shapley (1982). X and Y cells in the lateral geniculate nucleus of macaque monkeys. *J. Physiol.* **330**, 125-143.
- Keidel, W.D. (1965). Zur Frage der Korrelierbarkeit zwischen objektiver und subjektiver Sinnesphysiologie. In: *Informationsverarbeitung und Kybernetik. Studien und Berichte der Kath. Akademie in Bayern. Band 32. Würzburg: Echter.*
- Kling, J.W. & L.A. Riggs (1971). *Woodworth & Schlosberg's Experimental Psychology*, third edition. New York.
- Korn, A. (1982). *Bildverarbeitung durch das visuelle System. Fachberichte Messen - Steuern - Regeln.* Springer.
- Kulikowski, J. (1977). Visual evoked potentials as a measure of visibility. In: J.E. Desmedt (Ed.). *Visual evoked potentials in man: New developments.* Oxford. 168-183.
- Langhorst, F.E. & Th.B. Clarkson III (1983). Realizing graphics standards for microcomputers. *Byte* **8**, #2, 256-268.
- Lehmann, D. (1977). The EEG as scalp field distribution. In: A. Remond (Ed.). *EEG informatics.* Elsevier, Amsterdam, 365-384.
- Lehmann, D. & W. Skrandies (1979). Multichannel evoked potential fields show different properties of human upper and lower hemiretina systems. *Exp. Brain Res.* **35**, 151-159.
- Levi, D.M. & R.S. Harwerth (1978). A sensory mechanism for Amblyopia: Electrophysiological studies. *Am. J. Optom. & Physiol. Optics* **55**, 163-171.
- Lorbeer, B. (1982). *Elektrophysiologische Analyse der Sehfunktion bei Amblyopie.* Dissertation an der Universität München.

- Lupp, U., G. Hauske & W. Wolf (1976). Perceptual latencies to sinusoidal gratings. *Vision Res.* **16**, 969-972.
- Lupp, U. (1981). Systemtheoretische Analyse der zeitlichen Einschwingvorgänge im visuellen System. Dissertation an der Technischen Universität München.
- Marko, H. (1982). Methoden der Systemtheorie. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
- Marr, D. (1982). *Vision*. Freeman, San Francisco.
- Mitzdorf, U. (1985). Current source-density method and application in cat cerebral cortex: Investigation of evoked potentials and EEG phenomena. *Phys. Rev.* **65**, 37-100.
- Moore, F.R. (1977). Table lookup noise for sinusoidal digital oscillators. *Computer Music Journal* **1**, #2, 26-29.
- Moore, F.R. (1978). An introduction to the mathematics of digital signal processing. Part II: Sampling, transforms, and digital filtering. *Computer Music Journal* **2**, #2, 38-60.
- Morgan, M.J. & R.J. Watt (1982). The modulation transfer function of a display oscilloscope: Measurements and comments. *Vision Res.* **22**, 1083-1085.
- Musselwhite, M.J. & D.A. Jeffreys (1982). Pattern-evoked potentials and Bloch's law. *Vision Res.* **22**, 897-903.
- Nakayama, K. & M. Mackeben (1982). Steady state visual evoked potentials in the alert primate. *Vision Res.* **22**, 1261-1271.
- Nelson, J.I., W.H. Seiple, M.J. Kupersmith & R.E. Carr (1984). Lock-in signal retrieval techniques for swept-parameter visual stimulation. *J. Clinical Neurophysiol.* **1**, 409-436.
- Norcia, A. & C.W. Tyler (1984). Spatial frequency sweep VEP: Visual acuity during the first year of life. Submitted for publication.
- Padmos, P., J.J. Haaijman & H. Spekreijse (1973). Visually evoked cortical potentials to patterned stimuli in monkey and man. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* **35**, 153-163.
- Parker, D.M. & E.A. Salzen (1977a). Latency changes in the human visual evoked response to sinusoidal gratings. *Vision Res.* **17**, 1201-1204.
- Parker, D.M. & E.A. Salzen (1977b). The spatial selectivity of early and late waves within the human visual evoked response. *Perception* **6**, 85-95.

- Parker, D.M. & E.A. Salzen (1982). Evoked potentials and reaction times to the offset and contrast reversal of sinusoidal gratings. *Vision Res.* **22**, 205-207.
- Peters, L.J. & L.L. Tripp (1978). A model of software engineering. Proc. 3rd International Conference on Software Engineering, Atlanta, IEEE Cat. 78CH1317-7C, 63-70.
- Petrig, B. (1980). Nachweis von Stereopsis bei Kindern mittels stochastischer Punktstereogramme und der dazugehörigen evozierten Potentiale (Thesis Diss. ETH Nr. 6685). Eidgenössische Technische Hochschule Zürich.
- Pirchio, M., D. Spinelli, A. Fiorentini & L. Maffei (1978). Infant contrast sensitivity evaluated by evoked potentials. *Brain Res.* **141**, 179-184.
- Rabiner, L.R. & B. Gold (1975). Theory and application of digital signal processing. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall.
- Rabiner, L.R., J.W. Cooley, H.D. Helms, L.B. Jackson, J.F. Kaiser, C.M. Rader, R.W. Schafer, K. Steiglitz & C.J. Weinstein (1972). Terminology in digital signal processing. *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, Dec. 1972.
- Regan D. (1972). Evoked potentials in psychology, sensory physiology, and clinical medicine. Chapman & Hall, London; Wiley, New York.
- Regan, D. (1975). Colour coding of pattern responses in man investigated by evoked potential feedback and direct plot techniques. *Vision Res.* **15**, 175-183.
- Regan, D. (1977a). Fourier analysis of evoked potentials; some methods based on Fourier analysis. In: J.E. Desmedt (Ed.). *Visual evoked potentials in man: New developments*. Oxford. 110-117.
- Regan, D. (1977b). Rapid methods for refracting the eye and for assessing visual acuity in amblyopia, using steady-state visual evoked potentials. In: J.E. Desmedt (Ed.). *Visual evoked potentials in man: New developments*. Oxford. 418-426.
- Regan, D. (1977c). Speedy assessment of visual acuity in amblyopia by the evoked potential method. *Ophthalmologica* **175**, 159-164.
- Regan, D. (1977d). Steady state evoked potentials. *J. Opt. Soc. Am.*, **67**, 1475-1489.
- Regan, D. (1980). Speedy evoked potential methods for assessing vision in normal and amblyopic eyes: Pros and cons. *Vision Res.* **20**, 265-269.
- Regan, D. (1982). Comparison of transient and steady state methods. In: I. Bodis-Wollner (Ed.). *Evoked potentials*. Ann. N. Y. Acad. Sci. **388**, 45-71.

- Regan, D. (1983). Spatial frequency mechanisms in human vision investigated by evoked potential recording. *Vision Res.* **23**, 1401-1407.
- Regan, D. & H. Sperling (1971). A method of evoking contour-specific scalp potentials by chromatic checkerboard patterns. *Vision Res.* **11**, 173-176.
- Regan, D. & W. Richards, (1973). Brightness contrast and evoked potentials. *J. opt. Soc. Am.* **63**, 606-611.
- Rentschler, I. & H. Schober (1978). Die Entstehung des Netzhautbildes. In: Gauer, O.H., K. Kramer & R. Jung (1978) (Hrsg.). *Sehen. Sinnesphysiologie III. Physiologie des Menschen*, Band 13. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore. 141-203.
- Rentschler, I. & D. Spinelli (1979). The effects of optical blur and grating adaptation on pattern evoked responses. In: *Human evoked potentials - applications and problems*. D. Lehmann & E. Callaway (Eds.) (1979). NATO-Conference Series III: Human Factors, Vol. 9. Plenum Press, New York, p. 258.
- Rentschler, I. & D. Spinelli (1983). Phase lag in human contrast evoked potentials. In: L. Spillmann & W. Wooten (Eds.). *Sensory experience, adaptation and perception*. Lawrence Erlbaum Pub., Hillsdale NJ, 651-658.
- Röhler, R. (1967). *Informationstheorie in der Optik*. Wiss. Verlagsgesellschaft, Stuttgart.
- Scheidler, W. (1986). *Elektrophysiologische Untersuchungen zur visuellen Kontrastverarbeitung*. Dissertation an der Universität München.
- Shapley, R.M. & J.D. Victor (1978). The effect of contrast on the transfer properties of the cat retinal ganglion cells. *J. Physiol.* **285**, 275-298.
- Sherman, S.M. & P.D. Spear (1982). Organization of visual pathways in normal and visually deprived cats. *Phys. Rev.* **62**, 738-855.
- Skrandies, W. (1979). *Topografische Analyse visuell evozierter Potentiale*. Diss. an der Universität Konstanz.
- Snell, J. (1977). Design of a digital oscillator which will generate up to 256 low distortion sine waves in real time. *Computer Music Journal* **1**, #2, 4-25.
- Sokol, S., K. Jones & D. Nadler (1983). Comparison of the spatial response properties of the human retina and cortex as measured by simultaneously recorded pattern ERGs and VEPs. *Vision Res.* **23**, 723-727.
- Spekreijse, H., L.H. van der Tweel & Th. Zuidma (1973). Contrast evoked responses in man. *Vision Res.* **13**, 1577-1601.

- Spekreijse, H., O. Estevez & D. Reits (1977). Visual evoked potentials and the physiological analysis of visual processes in man. In: J.E. Desmedt (Ed.). Visual evoked potentials in man: New developments. Oxford. 16-89.
- Strasburger, H. (1985). The analysis of steady state evoked potentials revisited. *Clin. Vision Sci.* **1**, 245-256.
- Strasburger, H. & I. Rentschler (1983). Electrophysiological measurement of spatial phase sensitivity. *Perception* **12**, p. A26.
- Strasburger, H., I. Rentschler & Ilse E. Gayl (1983). Electrophysiological correlates of spatial phase sensitivity. *Invest. Ophthalmol.*, **24**, No. 3, Suppl., p. 189.
- Teichner, W.H. & M. Krebs (1972). Laws of the simple visual reaction time. *Psychol. Review* **79**, 344-358.
- Teichner, W.H. & M. Krebs (1974). Laws of visual choice reaction time. *Psychol. Review* **81**, 75-98.
- Tyler, C.W., P. Apkarian & K. Nakayama (1978). Multiple spatial-frequency tuning of electrical responses from human visual cortex. *Exp. Brain Res.* **33**, 535-550.
- Tyler, C.W., P. Apkarian, D.M. Levi & K. Nakayama (1979). Rapid assessment of visual function: An electronic sweep technique for the pattern visual evoked potential. *Invest. Ophthalmol.* **18**, 703-713.
- Tyler, C.W., P. Apkarian, D.M. Levi & K. Nakayama (1981). VEP assessment of visual function (Letter to the editor) *Vision Res.* **21**, 607-609.
- Tyler, C.W., P. Apkarian & K. Nakayama (1984). High temporal frequency visual evoked potentials to luminance and pattern stimulation in the peripheral retina. In: C. Barber (Ed.). Evoked potentials. Proceedings of an International Evoked Potentials Symposium held in Nottingham, England.
- Vassilev A. & D. Strashimirov (1979). On the latency of human visually evoked response to sinusoidal gratings. *Vision Res.* **19**, 843-845.
- Vassilev, A., V. Manahilov & D. Mitov (1983). Spatial frequency and the pattern onset-offset response. *Vision Res.* **23**, 1417-1422.
- Williamson, S.J., L. Kaufman & D. Brenner (1978). Latency of the neuro-magnetic response of the human visual cortex. *Vision Res.* **18**, 107-111.
- Wirth, N. (1982). Programming in Modula-2. Springer, Berlin.
- Yin, T.C.T., R.E. Kalil & P.B. Schechter (1983). Visual-evoked response from strabismic cats. *Invest. Ophthalmol.* **24**, 1390-1399.

Zar, J.H. (1974). Biostatistical analysis, Chpt. 22: Circular distributions. Prentice Hall, Englewood Cliffs.

Namensverzeichnis

-
- | | |
|--|--|
| Apkarian 111, 131, 133, 134, 154 | Gold 4F, 177 |
| Arden 16, 24 | Groneberg 110 |
| Armington 110 | |
| Aunon 21 | Hall 179 |
| Axford 86, 115 | Harris 116 |
| | Harter 86, 111, 115 |
| Batschelet 60F, 62 | Harvey 179, 180 |
| Bergland 53F | Harwerth 62, 110 |
| Bodenstein 21 | Hatfield 47 |
| Bodis-Wollner 24, 116 | Herzog 47 |
| Braddick 4 | Hilz 7F |
| Breitmeyer 9, 164, 165 | |
| Brettel 24F, 32 | Jeffreys 86, 115, 160 |
| | Jones 110, 154 |
| Caelli 4F | Julesz 86 |
| Campbell 3, 4, 5, 9, 51, 53, 75,
90, 116, 131, 133, 134F, 137,
169 | Kaplan 161 |
| Cannon 5, 90, 116, 131 | Keck 18F, 110, 154 |
| Childers 21 | Keidel 4, 5, 116, 137, 169 |
| Clarkson 47 | Kling 180 |
| Cooley 53F | Korn 4F |
| | Krebs 164 |
| Daugman 17F | Kroeg 47 |
| Desmedt 24 | Kropfl 86 |
| Diamond 62F | Kulikowski 5, 116, 131, 133,
134F, 154, 160 |
| Diener 5 | |
| Dobson 111 | Langhorst 47 |
| Dustman 88 | Lehmann 21, 86 |
| | Levi 62, 110 |
| Estevez 116 | Lorbeer 5, 6, 8, 20 |
| Evans 3 | Lupp 9, 164, 165 |
| | |
| Florentini 51, 75, 110, 116, 140 | Mackeben 111, 133, 134, 154 |
| Fricker 68 | Maffei 3, 4, 9, 51, 53, 75, 90,
116, 131, 133, 137, 169 |
| Fritsch 18F | Marko 4F, 175, 177 |
| | Marr 4F |
| Gayl 7F | Meyer 47 |
| Georgeson 92, 140 | Mitzdorf 84, 174 |
| Ginsburg 3 | |

- Moore 33, 53F
 Morgan 36
 Musselwhite 160

 Nakayama 111, 133, 134, 154
 Nelson 21, 52, 68, 70F, 71, 138,
 159, 162
 Norcia 24, 42F, 86, 144

 Padmos 110
 Parker 114, 154, 164
 Peters 43
 Petrig 51, 75, 86
 Pirchio 110, 116, 140

 Rabiner 4F, 177
 Regan 14, 20, 52, 68, 75, 76, 89,
 110, 114, 115, 178
 Rentschler 4F, 5, 7F, 110, 154,
 164, 167
 Richards 110
 Riggs 180
 Röhler 4F, 89, 177

 Salzen 114, 154, 164
 Scheidler 1F, 8F, 115
 Schober 4F
 Shapley 159, 161
 Sherman 3
 Skrandies 21, 86

 Snell 33
 Sokol 110
 Spear 3
 Spekrijse 21, 63, 116, 131, 133
 Sperling 110F
 Spinelli 5, 110, 154, 164, 167
 Strasburger 7F, 21
 Strashimirov 154
 Sullivan 92, 140

 Teichner 164
 Teller 111
 Treutwein 87F
 Tripp 43
 Tyler 14, 20, 24, 42F, 68, 75, 86,
 111, 115, 131, 134

 Vassilev 154
 Victor 159

 Watt 36
 White 86
 Williamson 164
 Wirth 44

 Yin 53

 Zar 60F

Danksagung

Den vielen Menschen, die mir bei dieser Arbeit geholfen haben, danke ich an dieser Stelle.

Besonderer Dank gilt Herrn Prof. Ingo Rentschler, der mein Interesse an evolierten Potentialen und visueller Psychophysik weckte, mir Lehrer war im Umgang mit Menschen, im Schreiben und in Arbeitsorganisation, und mich lange Jahre in meiner Arbeit großzügig unterstützte.

Hans Brettel half mir in liebenswerter Weise bei meiner Einarbeitung in die Programmierung der PDP-11. Bernd Lorbeer unterwarf frühe Versionen des Programmsystems einem Praxistest. Wolfgang Scheidler danke ich für die Überlassung seiner Daten. Bernhard Treutwein half mir bei den dreidimensionalen Bildern am Leibniz Rechenzentrum und durch Diskussionen über Reiz-erzeugung. Viele Zeichnungen wurden von Frau Lisa Schütterle erstellt; Elli Simon und Helmut Sachs halfen mir unermüdlich bei den Arbeiten mit Schere, Klebstoff und Tipp-Ex.

Finanziell getragen wurde die Arbeit durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft im Sonderforschungsbereich Kybernetik, sowie durch die Fraunhofer-Gesellschaft im Rahmen eines InSan-Projektes.

Von den vielen Wissenschaftlern, die mir in Diskussionen wertvolle Anregungen gaben, möchte ich nur einige nennen: Chris Tyler, Manfred Mackeben und Tony Norcia vom Smith-Kettlewell Institute of Visual Sciences in San Francisco, Rudi Hiltz am Institut für Medizinische Optik in München, Prof. Lew Harvey, Ilse Gayl, Prof. Dietrich Lehmann, Martin Hübner, Walter Encke.

Prof. Ernst Pöppel danke ich für seine Unterstützung am Institut für Medizinische Psychologie, und die anregende und freundschaftliche Atmosphäre, die er dort schuf.

Sylvia von Gienanth half mir durch ihre geduldige Anteilnahme.

Meinen Eltern verdanke ich das Interesse an wissenschaftlicher Arbeit, und die Sicherheit und Anerkennung, die mich die Ruhe dazu finden lassen.

Anne Rauch half mir durch ihre Anteilnahme und bei der Einhaltung des Abgabetermins.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Hans Strasburger
 Geboren: 23. März 1948 in Frankfurt am Main
 Vater: Gerhard Strasburger, Kaufmännischer Angestellter
 Mutter: Hildegard, geb. Mahr, Med.-technische Assistentin
 Kinder: Jennifer, geb. 1982

Schulbildung

1954 - 1958 Freie Waldorfschule in Frankfurt
 1958 - 1966 Dreieichgymnasium in 6070 Langen, Abitur

Studium

1966 - 1969 Studium der Mathematik und Physik an der Johann-Wolfgang-Goethe Universität Frankfurt, Vordiplom
 1969 - 1972 Weiterführung des Studiums an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen. Interessengebiete: Algebra, Gruppentheorie, Logik, Elektronik, Akustik
 1972 Diplom in Mathematik, Nebenfach Elektronik. Thema der Arbeit: "Funktoeren zwischen Kategorien von Vektorräumen"
 1972 - 1977 Studium der Psychologie in Tübingen. Interessengebiete: Psychophysiologie, Mathematische Psychologie, Computer-Simulation des Denkens, Therapie-Methoden
 1979 Diplom in Psychologie mit der Arbeit: "Zur Modellierung der respiratorischen Arrhythmie"
 1982 - 1986 Doktorand an der Universität München
 1985 Fertigstellung der Dissertationsarbeit "Stationäre visuell evozierte Hirnpotentiale".

Berufliche Tätigkeit

1969 - 1972 Hilfswiss. Ang. am Mathematischen Institut der Univ. Tübingen: Betreuung studentischer Übungsgruppen
 1972 - 1975 Elektronisches Labor des Psychologischen Instituts, Univ. Tübingen: Schaltungsentwicklung
 1976 - 1979 Münchner Max-Planck-Institut für Psychiatrie, Abt. Psychologie, in der Arbeitsgruppe "Psychophysiologie" (R. Ferstl, R. Hölzl). Technische Betreuung des Labors, wiss. Arbeit im Zusammenhang mit "respiratorischer Arrhythmie"

- 1980 - 1982 Wissenschaftlicher Angestellter am Institut für Medizinische Optik (Univ. München); Mitarbeit in der Arbeitsgruppe von Prof. I. Rentschler. Wissenschaftliche Arbeit im Bereich visueller Wahrnehmung, Aufbau und Programmierung der Labor-EDV-Anlagen. Mitglied des SFB "Kybernetik"
- 1982 Übernahme der Arbeitsgruppe ins Institut für Medizinische Psychologie (Univ. München).

